

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



**TESIS DOCTORAL**

Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de prótesis implantosoportadas de arcada completa confeccionadas con distintos materiales y recubrimientos

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Rosalía Nataly Mory Rubiños

DIRIGIDA POR

Miguel Ángel Gómez Polo

Jaime del Río Highsmith



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS

ODONTOLÓGICAS



**TESIS DOCTORAL**

ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LAS PROPIEDADES  
MECÁNICAS DE PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADAS DE  
ARCADA COMPLETA CONFECCIONADAS CON DISTINTOS  
MATERIALES Y RECUBRIMIENTOS

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

Rosalía Nataly Mory Rubiños

DIRECTORES

Miguel Ángel Gómez Polo

Jaime del Río Highsmith

## ***Dedicatoria***

*A mis padres y a mi hermano, referentes en mi vida por su amor incondicional.*

*A mis abuelos Luz, Alejandro y Vilma, ejemplo de amor y coraje.*

*A Alberto, mi pilar, sin tus ánimos y tu apoyo constante no podría haber*

*culminado este proyecto.*

*A mi familia y amigos por siempre estar a mi lado.*

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, expreso mi profunda gratitud hacia mi tutor y director de esta investigación, el Prof. Miguel Gómez Polo, por su enorme conocimiento, disposición y contribución a la elaboración de este trabajo. Gracias por los valiosos consejos en mis momentos de dudas y por la amistad y apoyo que me has brindado durante estos años.

Agradezco sinceramente al Prof. Jaime Del Río Highsmith, co-director de esta tesis, por su infinita sabiduría, confianza y apoyo desde el principio. Gracias por darme la oportunidad de comenzar este proyecto y por permitirme aprender y colaborar en el título de Implantoprótesis de la U.C.M.

A mis compañeros, profesores y alumnos de los títulos propios de Implantoprótesis Avanzada e Implantoprótesis de la Facultad de Odontología de la U.C.M, por darme la oportunidad de seguir creciendo profesionalmente cada día.

Al Dr. Cervera y a D. Ignacio García, del laboratorio Euroortodoncia, por su amable asesoramiento y su gran apoyo en la parte técnica de este proyecto.

A Isabel García y a la empresa Bredent Group, y a D. Olaf Glück, por su apoyo financiero y la provisión de materiales esenciales para poder llevar a cabo esta investigación.

A Dña. Carmen Bravo, del Centro de Proceso de Datos, Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicaciones de la U.C.M, por su ayuda en el análisis estadístico de los datos.

A D. Lorenzo del Río y a D. Jorge Reyes, dos grandes profesionales, y aún mejores personas, por su guía e inestimable ayuda al inicio de este largo camino.

Mi gratitud a los laboratorios Aragoneses CPD y al centro Avinent, por su colaboración en la fabricación de las muestras, y a D. Adrián Hernández de PIC Dental por diseñar y confeccionar el modelo maestro.

Asimismo, quiero agradecer a todas aquellas personas que, de una forma u otra, han contribuido a la realización de esta tesis doctoral.

A Alberto, por alegrarme cada día y por animarme en mis momentos de debilidad. Gracias por tu optimismo, por tu gran apoyo y por ser un ejemplo de constancia y superación; te admiro enormemente. A mis padres, por inculcarme la vocación y el amor por la odontología, y por estar siempre junto a mí en cada paso del camino.

*La vida no es fácil, debemos tener perseverancia  
y, sobre todo, confianza en nosotros mismos.  
Debemos creer que estamos dotados para algo  
y que esto debe ser alcanzado.*

*Marie Curie*

# ÍNDICE

<b>1. RESUMEN</b>	<b>11</b>
1.1 Resumen en Español	12
1.2 Resumen en Inglés	16
<b>2. INTRODUCCIÓN</b>	<b>20</b>
<b>2.1 BIOMECÁNICA EN ODONTOLOGÍA</b>	<b>23</b>
2.1.1 Cargas en restauraciones sobre implantes	23
2.1.2 Respuesta biomecánica en implantoprótesis	24
2.1.3 Importancia de la selección de materiales	25
2.1.4 Sistema de unión de la prótesis	26
<b>2.2 PRÓTESIS ATORNILLADA SOBRE IMPLANTES</b>	<b>26</b>
2.2.1 Tipos de rehabilitaciones fijas atornilladas sobre implantes	27
2.2.2 Modelo oclusal en rehabilitaciones implantosoportadas	28
<b>2.3 VOLADIZOS DISTALES O CANTILEVERS</b>	<b>29</b>
2.3.1 Longitud del cantiléver	30
<b>2.4 TASA DE SUPERVIVENCIA Y TASA DE ÉXITO DE LAS REHABILITACIONES SOBRE IMPLANTES</b>	<b>32</b>
<b>2.5 COMPLICACIONES MECÁNICAS</b>	<b>33</b>
2.5.1 Factores de riesgo	33
2.5.2 Tipos de complicaciones mecánicas	34
<b>2.6 TECNOLOGÍAS CAD CAM</b>	<b>36</b>
<b>2.7 SITUACIÓN ACTUAL RESPECTO A LOS MATERIALES CAD CAM</b>	<b>39</b>
2.7.1 Características y propiedades de las aleaciones metálicas	41

2.7.2 Características y propiedades de los materiales PEEK modificados	43
2.7.3 Características y propiedades del óxido de circonio	45
<b>2.8 IMPLICACIONES DE LA RUGOSIDAD EN LOS MATERIALES PARA PRÓTESIS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES</b>	<b>51</b>
2.9 ENSAYOS IN VITRO	54
2.10 ANÁLISIS DE FALLOS	57
<b>3. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN</b>	<b>59</b>
<b>4. OBJETIVOS</b>	<b>61</b>
<b>5. HIPÓTESIS DE TRABAJO</b>	<b>63</b>
<b>6. MATERIAL Y MÉTODO</b>	<b>65</b>
6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	67
6.1.1 Variables de estudio	67
6.1.2 Estructura del estudio	68
6.2 DESCRIPCIÓN Y TAMAÑO DE LA MUESTRA	68
6.2.1 Cálculo del tamaño muestral	69
6.3 SELECCIÓN DE MATERIALES DE ESTUDIO	69
6.3.1 Materiales empleados para las estructuras	69
6.3.2 Materiales empleados para los recubrimientos	73
6.3.3 Materiales empleados en el acondicionamiento de las prótesis	75
6.4 GRUPOS DE ESTUDIO	76
6.5 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL MODELO MAESTRO	78

6.5.1 Digitalización del modelo	79
<b>6.6 DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LAS MUESTRAS</b>	<b>80</b>
6.6.1 Diseño de las prótesis (fase CAD)	80
6.6.2 Prototipos de PMMA	83
6.6.3 Fabricación de las prótesis	85
<b>6.7 ANÁLISIS DE LA TEXTURA SUPERFICIAL</b>	<b>101</b>
6.7.1 Cálculo del tamaño muestral y grupos	102
6.7.2 Instrumento y Parámetros de medición de rugosidad	104
6.7.3 Procedimiento de medición	105
6.7.4 Limitaciones y fortalezas	109
6.7.5 Análisis estadístico de los datos	109
<b>6.8 PRUEBAS MECÁNICAS Y METODOLOGÍA IN VITRO</b>	<b>110</b>
6.8.1 Proceso de envejecimiento hidrotérmico	110
6.8.2 Carga cíclica	111
6.8.3 Ensayo de flexión	114
<b>6.9 ANÁLISIS DE FALLOS</b>	<b>118</b>
6.9.1 Análisis de la deformación	118
6.9.2 Observación de los modos de fractura	118
6.9.3 Limitaciones y fortalezas ensayos mecánicos	119
<b>6.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO</b>	<b>120</b>
<b>7. RESULTADOS</b>	<b>121</b>
<b>7.1 RESULTADOS DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y DEFORMACIÓN</b>	
7.1.1 Diseño del estudio	122
<b>7.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA</b>	<b>123</b>

7.2.1 Desarrollo de las tablas descriptivas	125
<b>7.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL</b>	<b>135</b>
7.3.1 Análisis de la varianza	136
7.3.2 Test no paramétrico	144
<b>7.4 ANÁLISIS DE FALLO</b>	<b>146</b>
7.4.1 Descripción general de los hallazgos	146
7.4.2 Observaciones específicas por grupo	149
<b>7.5 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL</b>	<b>153</b>
7.5.1 Datos de rugosidad inicial	154
7.5.2 Datos de rugosidad tras termociclado	155
7.5.3 Efecto del termociclado	155
7.5.4 Análisis microscópico de la superficie	157
<b>8. DISCUSION</b>	<b>160</b>
8.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	162
8.2 RESISTENCIA A LA FRACTURA DEL RECUBRIMIENTO	170
8.3 DEFORMACION DE LAS ESTRUCTURAS	172
8.4 MODOS DE FALLO	175
8.5 RUGOSIDAD SUPERFICIAL	178
<b>9. CONCLUSIONES</b>	<b>182</b>
<b>10. BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>185</b>

# 1. **RESUMEN**

## **1.1 RESUMEN EN ESPAÑOL**

### **Introducción**

La rehabilitación de pacientes edéntulos con prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC) plantea desafíos importantes, incluyendo la selección óptima de materiales y el empleo de cantilévers (CL). La evolución de los materiales CAD/CAM ha ampliado las opciones terapéuticas disponibles, lo que hace esencial elegir materiales que satisfagan los requisitos estéticos y funcionales, ofreciendo una resistencia mecánica adecuada para soportar las fuerzas masticatorias y minimizar el riesgo de fallos mecánicos extendiendo la vida útil de las prótesis. Las configuraciones en voladizo son necesarias por limitaciones anatómicas pero incrementan la carga y pueden influir notablemente en la durabilidad de este tipo de rehabilitaciones. Por ello, es vital investigar las posibles combinaciones de materiales a nivel de los CL distales en PFIAC. Este estudio compara la última generación de circonio y los polímeros de alto rendimiento con los materiales tradicionales metálicos, para determinar su eficacia y optimizar la selección de materiales mejorando la longevidad protésica. Asimismo busca justificar la importancia de evaluar exhaustivamente las nuevas alternativas sin metal, ante la demanda de soluciones estéticas y la limitada experiencia clínica con estos materiales.

### **Objetivos**

El objetivo principal es evaluar la resistencia a la flexión en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC) confeccionadas con distintos materiales, en dos longitudes de cantiléver de 7,5 mm y 15 mm, tras ser sometidas a un envejecimiento químico y mecánico. Los objetivos secundarios incluyen, analizar la resistencia a la fractura del recubrimiento en prótesis bicapa y la deformación en ambas longitudes de cantiléver, examinar mediante microscopía las muestras testadas para

identificar los tipos de fallos, y evaluar el impacto del termociclado en la rugosidad superficial de los materiales libres de metal.

### **Material y métodos**

Para este estudio *in vitro* se diseñó un modelo maestro de titanio a partir del CBCT de un paciente real incluyendo cuatro pilares transepiteliales, en las posiciones de 35.32.42.45, en una sola pieza. Se fabricaron 30 PFIAC con cantiléver bilateral (7,5 mm y 15 mm) divididas en seis grupos ( $n=5$  cada uno) según su composición: cinco grupos con recubrimiento BioHPP-composite (B-RC), BioHPP-composite fresado (B-HIPC), Circonio-cerámica (ZF-C), Cromo cobalto-cerámica (CRCO-C) y Titanio-composite (TI-HIPC), y un grupo de circonio monolítico (ZTN). Se realizaron tres diseños, uno a volumen completo para el grupo monolítico, y dos con reducciones para los recubrimientos convencionales y fresados. Las prótesis se fabricaron mediante técnica sustractiva y se procedió a su recubrimiento con el material correspondiente en función del grupo experimental.

Se evaluó la rugosidad superficial de las estructuras después del procedimiento de fabricación en el laboratorio, y tras un envejecimiento artificial mediante 10,000 ciclos de termociclado con contrastes sucesivos de 5° a 55° C equivalente a un año de uso clínico. Posteriormente, las muestras se sometieron a una carga cíclica de 110 Newtons durante 300,000 ciclos en cada uno de sus extremos en cantiléver, y por último a un ensayo de flexión, ejerciendo una carga vertical sobre cada cantiléver para evaluar su resistencia hasta rotura o hasta alcanzar la carga máxima de la máquina de ensayos universal (2100 N). Una vez testados, todos los especímenes se examinaron mediante microscopía óptica para evaluar el patrón de fractura. Los resultados obtenidos con las diferentes combinaciones de materiales y diseños para cada cantiléver se compararon estadísticamente, con el fin de determinar la opción más adecuada para este tipo de

prótesis. Los datos se analizaron con la prueba de ANOVA para las variables de fuerza y rugosidad, y con la prueba de Kruskal Wallis para la deformación, seguidos del test de Bonferroni para comparaciones múltiples. El nivel de significancia fue de  $p < 0.05$ .

## **Resultados**

Los resultados indican que la resistencia a la flexión y al chipping disminuye con el aumento de la longitud del cantiléver para todos los materiales investigados. En cuanto a la resistencia a la fractura, los grupos con estructuras metálicas, CRCO-C y TI-HIPC, mostraron la mayor resistencia, con valores que oscilaron entre los 1300 y 2100 N. Estos fueron seguidos por el circonio monolítico (ZTN), que presentó valores entre 945 y 1190 N. Por otro lado, los grupos B-RC y ZF-C mostraron resistencias menores, especialmente en voladizos de mayor longitud. El grupo con la menor resistencia fue el de B-HIPC, con valores entre 440 y 560N para ambas longitudes de cantiléver. Con respecto a los cantilévers de 7,5 mm y 15 mm, se observó una reducción más acentuada en la resistencia en los grupos TI-HIPC, B-RC y ZF-C al pasar del cantiléver corto al largo.

La resistencia al recubrimiento fue significativamente mayor para el grupo CRCO-C, seguido por TI-HIPC ( $p < 0,05$ ) en ambas longitudes de cantiléver, mientras que los grupos B-RC, B-HIPC y ZF-C no mostraron diferencias significativas en este aspecto ( $p = 1,000$ ). En los resultados de la deformación bajo carga, el grupo TI-HIPC experimentó una mayor deformación en comparación con el resto de grupos. Por último, se observó que el termociclado no afectó la rugosidad superficial de las estructuras en los grupos sin metal.

## **Conclusiones**

1. Los materiales CRCO-C y TI-HIPC demostraron una resistencia a la flexión superior seguidos por el grupo ZTN, B-RC y ZF-C, mientras que el grupo B-HIPC mostró consistentemente la menor resistencia para ambas longitudes de cantiléver.

2. La resistencia a la fractura del recubrimiento fue notablemente mayor en los grupos CRCO-C y TI-HIPC, y no se observaron diferencias significativas entre los grupos B-RC, B-HIPC y ZF-C.

3. La deformación del cantiléver aumenta con su longitud, mostrando mayor elasticidad en materiales flexibles. La mayor deformación fue para el grupo TI-HIPC y la menor para el grupo ZF-C.

4. El proceso de termociclado no influyó significativamente en la rugosidad superficial en los grupos de BioHPP y circonio.

**Palabras clave:** Implant-supported fixed dental prosthesis, Complete-arch fixed implant-supported prosthesis, BioHPP, PEEK, High-performance polymer, Zirconia, Fracture resistance, Fracture load, artificial aging.

## **1.2 SUMMARY IN ENGLISH**

### **Introduction**

The rehabilitation of edentulous patients with complete-arch fixed implant-supported prostheses (CAIFSP) faces significant challenges, including the optimal selection of materials and the use of cantilevers. The evolution of CAD/CAM materials has expanded the therapeutic options available, making it essential to choose materials that meet aesthetic and functional requirements, while offering adequate mechanical resistance to withstand masticatory forces, minimizing the risk of mechanical failures, and extending the lifespan of the prostheses. Cantilever configurations are necessary due to anatomical limitations but increase the load and can significantly influence the durability of this type of rehabilitation. Therefore, it is vital to investigate the possible combinations of materials at the level of the distal cantilevers in CAIFSP. This study compares the latest generation of zirconium and high-performance polymers with traditional metallic materials to determine their effectiveness and optimize material selection to improve prosthetic longevity. This study aims to validate the importance of thoroughly evaluating new metal-free alternatives, given the demand for aesthetic solutions and the limited clinical experience with these materials.

### **Objectives**

The main objective of this study is to evaluate the flexural strength of complete-arch fixed implant-supported prostheses (CAIFSP) made with different materials, in two cantilever lengths of 7.5 mm and 15 mm, after being subjected to chemical and mechanical aging. Secondary objectives include analyzing the fracture resistance of the veneering material in bilayer prostheses and deformation at both cantilever lengths,

examining the tested samples using microscopy to identify failure types, and assessing the impact of thermocycling on the surface roughness of metal-free materials.

### **Material and Methods**

For this *in-vitro* study, a master titanium model was designed from the CBCT of a real patient, including four transepithelial pillars at positions 35.32.42.45, in a single piece. Thirty CAIFSPs with bilateral cantilever (7.5 mm and 15 mm) were fabricated, divided into six groups ( $n=5$  each) according to their composition: five bilayer groups BioHPP-composite (B-RC), BioHPP-milled composite (B-HIPC), Zirconia-ceramic (ZF-C), Chromium cobalt-ceramic (CRCO-C), and Titanium-composite (TI-HIPC), and one monolithic zirconia group (ZTN). Three designs were made, one full volume for the monolithic group, and two with reductions for the conventional and milled coatings. The prostheses were manufactured using subtractive technique, followed by coating with the corresponding material depending on the experimental group.

Surface roughness of the structures was evaluated after the manufacturing procedure in the laboratory, and after artificial aging through 10,000 thermocycling cycles with successive contrasts from 5° to 55° C equivalent to one year of clinical use. Subsequently, the samples were subjected to a cyclic load of 110 Newtons for 300,000 cycles at each cantilever side, and finally to a flexural test, applying a vertical load on each cantilever to evaluate their resistance until failure or reaching the maximum load capacity of the universal testing machine (2100 N). After testing, all specimens were examined using optical microscopy to assess the fracture pattern. Results obtained with different combinations of materials and designs for each cantilever were statistically compared to determine the most suitable option for this type of prosthesis. Data were analyzed using ANOVA for strength and roughness variables, and Kruskal Wallis test for

deformation, followed by Bonferroni test for multiple comparisons. The significance level was set at  $p < 0.05$ .

## **Results**

Results indicate that both flexural strength and chipping resistance decrease with increased cantilever length across all materials studied. Regarding fracture resistance, metal-framework groups, CRCO-C and TI-HIPC, showed the highest resistance, with values ranging from 1300 to 2100 N, followed by monolithic zirconia with values between 945 and 1190 N. Conversely, BioHPP-composite (B-RC) and zirconia-ceramic (ZF-C) groups exhibited lower resistances, especially at longer cantilever lengths. The least resistance was observed in the BioHPP-milled composite group (B-HIPC), with values between 440 and 560N for both cantilever lengths. Concerning cantilevers of 7.5 mm and 15 mm, a more pronounced reduction in strength was noted in TI-HIPC, B-RC, and ZF-C groups when moving from the shorter to the longer cantilever. Coating resistance was significantly higher for the CRCO-C group, followed by TI-HIPC ( $p < 0.05$ ) at both cantilever lengths, while the B-RC, B-HIPC, and ZF-C groups showed no significant differences in this aspect ( $p = 1.000$ ). In the deformation under load results, the TI-HIPC group experienced greater deformation compared to the rest. Finally, thermocycling did not affect the surface roughness of the structures in the metal-free groups.

## **Conclusions**

1. CRCO-C and TI-HIPC materials demonstrated superior flexural strength followed by the ZTN, B-RC, and ZF-C groups, while the B-HIPC group consistently showed the least resistance at both cantilever lengths.

2. Fracture resistance of the coating was notably higher in the CRCO-C and TI-HIPC groups, and no significant differences were observed among the B-RC, B-HIPC, and ZF-C groups.
3. Cantilever deformation increases with its length, showing greater elasticity in flexible materials. The greatest deformation was for the TI-HIPC group and the least for the ZF-C group.
4. Thermocycling did not significantly influence the surface roughness in the BioHPP and zirconia groups.

**Keywords:** Implant-supported dental prosthesis, Complete-arch fixed implant supported prosthesis, BioHPP, PEEK, High-performance polymer, Zirconia, Fracture resistance, Fracture load, artificial aging.

## **2. INTRODUCCION**

## 2. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación exitosa de pacientes edéntulos mediante prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa supone un desafío complejo que requiere una planificación meticulosa tanto en el ámbito quirúrgico como protésico, para cumplir con los requisitos biológicos, funcionales y estéticos. La evolución de los procedimientos de tratamiento, junto con el continuo desarrollo de las tecnologías y materiales CAD-CAM, han sido claves para lograr mejoras significativas en la rehabilitación de estos pacientes.

A finales de los años 90, se introdujo el enfoque de la carga inmediata de implantes ferulizados por una estructura rígida de arcada completa como una modalidad de tratamiento eficiente y efectiva para pacientes completamente desdentados (1). La integración exitosa de los implantes y la adecuada restauración de la función y la estética han validado la fiabilidad de los protocolos de carga inmediata, siempre y cuando se realice una planificación y ejecución adecuadas (2).

Posteriormente, en el año 2003, Maló et al. desarrollaron la técnica “All-on-4”, la cual ha marcado un hito en la implantología y la prostodoncia, al optimizar la distribución de cuatro implantes interforaminales en la mandíbula. Este método consiste en colocar los implantes distales inclinados 30° hacia distal para minimizar las extensiones en voladizo, mejorando así la distribución de carga y favoreciendo la osteointegración. La técnica “All-on 4” además permite la funcionalidad inmediata en mandíbulas completamente edéntulas, demostrando altas tasas de supervivencia tanto en implantes como en prótesis, y consolidándose como una opción de tratamiento viable (3–7).

La adecuada **osteointegración** de los implantes depende de una serie de características como el diseño y la superficie del implante, el lecho óseo, la técnica quirúrgica y las cargas a las que va a ser sometido el implante (8). Es esencial considerar

la misión de los implantes dentales como sistema de anclaje para soportar la prótesis, por lo que su colocación debe estar orientada de acuerdo con la rehabilitación planificada por el prostodoncista (9). Esto implica considerar factores claves como una cuidadosa selección del diseño de la prótesis y el material utilizado, basándose en sus propiedades mecánicas y biológicas, para lograr para lograr una rehabilitación implantosoportada duradera y estéticamente satisfactoria (10).

La selección del material para las prótesis juega un papel crucial en el éxito de la rehabilitación (11). Tradicionalmente, las restauraciones de metal-cerámica (MC), estructuras metálicas revestidas con cerámica, han sido consideradas el “Gold estándar” por sus excelentes propiedades funcionales, predictibilidad a largo plazo y estética adecuada (12,13). Sin embargo, en los últimos años, la creciente demanda estética por parte de los pacientes ha impulsado el desarrollo de varios sistemas CAD/CAM libres de metal (14). Dentro de estas innovaciones destacan el circonio y los polímeros de alto rendimiento, que surgen con el objetivo de permitir a los profesionales cumplir con las expectativas funcionales, de biocompatibilidad y estética de los pacientes, mejorando la reproducción del color natural del diente y superando las limitaciones de las restauraciones metal-cerámicas (15–19). En este contexto, nuestra investigación se enfoca en evaluar los nuevos materiales de estructura y recubrimiento utilizados en las prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC), con el fin de compararlos con los materiales convencionales, y determinar su eficacia y viabilidad en respuesta a las necesidades actuales de los tratamientos restaurativos dentales.

Los notables avances en el campo de la Implantoprótesis durante los últimos años han consolidado a las prótesis sobre implantes como una alternativa tan predecible como cualquier otro procedimiento protésico convencional para reemplazar dientes ausentes (20). No obstante, el éxito de estas prótesis depende de varios aspectos, siendo la

biomecánica de los implantes y sus componentes uno de los más importantes. Este aspecto resulta esencial para la funcionalidad a largo plazo de las PFIAC y nos conduce al siguiente apartado de nuestra investigación: la biomecánica en odontología.

## **2.1 BIOMECANICA EN ODONTOLOGÍA:**

La **biomecánica** en odontología es una rama de la ciencia dedicada al estudio de las fuerzas y movimientos mecánicos que afectan al sistema estomatognático. Se enfoca en analizar la respuesta de los tejidos biológicos a las cargas aplicadas, durante la masticación y en presencia de hábitos parafuncionales. En implantología, es crucial para entender cómo las fuerzas y movimientos mecánicos afectan a las prótesis sobre implantes (21).

Dado que los dientes y los implantes se adhieren de manera diferente al hueso, en los implantes las cargas aplicadas se transmiten directamente al hueso debido al contacto íntimo de la interfase hueso-implante (22). Una mínima carga es esencial para el remodelado óseo, pero las cargas excesivas pueden causar reabsorción ósea y fallo mecánico al superar los límites que el hueso puede tolerar. Por ello, es crucial que los implantes y sus componentes estén diseñados para resistir el estrés de las fuerzas masticatorias, evitando fracturas bajo cargas fisiológicas o anormales (23). Así mismo es esencial analizar cómo los distintos materiales de las prótesis responden a estas cargas. El objetivo final de la rehabilitación con implantes es lograr resultados funcionales y estéticos óptimos, minimizando las fuerzas y efectos adversos.

### **2.1.1 CARGAS EN RESTAURACIONES SOBRE IMPLANTES**

Antes de abordar la respuesta biomecánica de las rehabilitaciones sobre implantes, es importante considerar las cargas a las que pueden estar sometidas. Las cargas pueden ser estáticas, exclusivas de las restauraciones atornilladas, se producen cuando apretamos el tornillo oclusal uniendo el pilar a la prótesis, o dinámicas provienen de la masticación y/o apretamiento dentario e incluyen contactos oclusales fisiológicos y parafuncionales. Es relevante destacar que en la boca, las fuerzas oclusales de componente vertical son mucho mayores que las de componente horizontal. El sistema masticatorio actúa como un sistema de palanca de tercer grado, con fuerzas en sectores posteriores de 3 a 5 veces mayores que en sectores anteriores (24).

La magnitud de las fuerzas oclusales varía enormemente entre individuos y también puede ser mayor en ciertas condiciones, como el apretamiento o el bruxismo. Las cargas masticatorias en sectores posteriores varían de 300 Newtons (N) a 800 N. Sin embargo, pueden alcanzar hasta los 1000 N en individuos con hábitos parafuncionales (25).

### **2.1.2 RESPUESTA BIOMECÁNICA EN IMPLANTOPRÓTESIS**

Comprendiendo las cargas involucradas en prótesis sobre implantes, podemos analizar su respuesta biomecánica, definida como la capacidad de respuesta de la prótesis cómo un todo frente a las fuerzas a las que va a ser sometida. Esta respuesta depende de varios factores, como el número y distribución de los implantes, las propiedades mecánicas de los componentes protésicos, el diseño de la prótesis, el material de la estructura y del recubrimiento y la presencia de cantiléver (26).

En prótesis de arcada completa sobre implantes la biomecánica se fundamenta en tres principios: retención y asentamiento de la prótesis, soporte (resistencia a las fuerzas de intrusión) y estabilidad (oposición a fuerzas horizontales). La distribución del estrés

en estas estructuras es más compleja, en comparación con las coronas individuales sobre implantes, debido a que una carga oclusal aplicada en un punto de la prótesis conduce a diferentes grados de concentración de estrés en los implantes y en el hueso circundante (27). Esto puede causar fallos en la rehabilitación protésica, como fracturas, aflojamiento de componentes o incluso la pérdida de la osteointegración del implante (28). Además, cabe destacar que cuando la distancia entre implantes es mayor las cargas y los momentos de flexión se distribuyen menos (29).

Otro factor relevante en la biomecánica de las prótesis sobre implantes es la propiocepción o sensibilidad táctil en los implantes dentales (30,31). Estudios como el de *Schulte (1995)* indican que los implantes no pueden igualar la sensibilidad táctil de los dientes bajo fuerzas oclusales (32). Sin embargo, investigaciones posteriores señalan que las prótesis fijas implantosoportadas favorecen la adaptación neuromuscular del paciente (33,34).

La elección de materiales que emulen las propiedades de los dientes naturales puede contribuir a mejorar esta adaptación, lo cual es vital para el éxito a largo plazo de la rehabilitación implantológica.

### **2.1.3 IMPORTANCIA DE LA SELECCIÓN DE MATERIALES**

La selección de los materiales protésicos y sus propiedades mecánicas son fundamentales en la respuesta biomecánica de las PFIAC. Es esencial que esta elección trascienda la estética y funcionalidad, priorizando materiales capaces de resistir y distribuir eficazmente fuerzas masticatorias (35). Es altamente recomendable utilizar materiales que tengan la capacidad de absorber cargas para proteger la unión implante-hueso y minimizar el riesgo de fallos mecánicos, lo cual es vital para asegurar la longevidad de la prótesis (36,37). Esta consideración es especialmente importante en

pacientes con hábitos parafuncionales, dónde el riesgo de sobrecarga es mayor. En este estudio, se analizará cómo influyen en el comportamiento mecánico de las prótesis los diferentes materiales CAD/CAM, un aspecto que se detallará más adelante.

#### **2.1.4 SISTEMA DE UNIÓN DE LA PRÓTESIS**

Otro aspecto clave en la respuesta biomecánica de las rehabilitaciones de arcada completa es el sistema de unión de la prótesis a los pilares de implantes. Este sistema puede ser atornillado o cementado, presentando un comportamiento biomecánico distinto en cada caso (38). Dado que el presente estudio se centra en prótesis implantosoportadas atornilladas de arcada completa, a continuación, profundizaremos en las particularidades de este tipo prótesis.

#### **2.2 PROTESIS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES**

La fijación final de la prótesis a los implantes puede realizarse mediante atornillado, cementado o una combinación de ambos. Una de las principales ventajas de las prótesis atornilladas es la reversibilidad del tratamiento. Sin embargo, los sistemas atornillados presentan una serie de inconvenientes en cuanto a su comportamiento biomecánico, siendo su principal desventaja la dificultad para lograr un ajuste pasivo sobre los pilares (39).

En las prótesis atornilladas existen dos fuerzas clave: la **precarga** y el **ajuste pasivo**. La precarga es la tensión generada al apretar el tornillo a un torque determinado. Al apretar un tornillo, este se elonga creando una tensión en el mismo y una compresión entre las partes que une. Esta tensión es crucial para proteger el tornillo, asegurando que los componentes absorban la mayor parte de la carga y reduciendo el impacto en el

tornillo (40). La precarga es independiente a que se ejerzan o no cargas masticatorias, y la fuerza de apriete debe seguir las especificaciones del fabricante para cada tipo de tornillo y pilar.

Por otro lado, el ajuste pasivo se refiere al contacto íntimo entre las superficies de ajuste antes de la colocación de los tornillos. En implantes, este ajuste es crucial para minimizar el riesgo de aflojamiento o fractura del tornillo y prevenir complicaciones mecánicas y biológicas (41). Según *Misch*, la dificultad para lograr una estructura atornillada pasiva aumenta con el número de pilares (42). Además, factores como la distribución de implantes y la rigidez de la estructura protésica también pueden influir en este ajuste. Las estructuras fabricadas mediante técnicas CAD/CAM han demostrado una mejor precisión de ajuste en comparación con las estructuras fabricadas de manera convencional (43). El nivel de desajuste máximo clínicamente aceptable en prótesis atornilladas CAD/CAM es de 30 micras (41). Un ajuste pasivo inadecuado puede causar tensiones comprometiendo la integridad y funcionalidad de las prótesis atornilladas. En el sistema “All-on-4”, el tornillo actúa como el eslabón más débil, permitiendo que, en caso de sobrecarga o fallo, el daño se limite al tornillo, cuya reparación resulta menos complicada que la de los componentes inferiores.

### **2.2.1 TIPOS DE REHABILITACIONES FIJAS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES**

Las prótesis híbridas de **metal-resina** son prótesis fijas atornilladas que reemplazan tanto dientes como proceso alveolar. Se componen de una estructura metálica recubierta de acrílico que soporta los dientes artificiales y se atornilla sobre cuatro implantes (44,45). Estas prótesis, destacan por ser más económicas y por su facilidad de remoción y han sido ampliamente utilizadas para rehabilitar pacientes edéntulos (46). Sin

embargo, presentan desventajas importantes como filtraciones en la unión metal-resina y la necesidad de reparaciones frecuentes por el envejecimiento de la resina (47).

Si bien las prótesis híbridas ofrecen una solución económica y práctica para pacientes edéntulos, las PFIAC metal-cerámicas son consideradas el estándar de oro para la rehabilitación de estos pacientes. Este reconocimiento se debe a su probada eficacia y la amplia evidencia científica sobre sus excelentes resultados a largo plazo (12). Hoy en día, este tipo de PFIAC pueden confeccionarse en varias combinaciones de materiales, como por ejemplo circonio-cerámica, PEEK-composite y titanio-composite, así como en opciones monolíticas con circonio monolítico (48–53)

## **2.2.2 MODELO OCLUSAL EN REHABILITACIONES IMPLANTOSOPORTADAS**

La oclusión en prótesis atornilladas sobre implantes puede verse afectada por las chimeneas de los tornillos protésicos que interrumpen la anatomía oclusal. Estas chimeneas son obturadas con un material de resina compuesta que posee propiedades de resistencia y desgaste distintas (54). Las PFIAC requieren un esquema oclusal cuidadosamente planificado y un seguimiento continuo para controlar la oclusión y el estado de la rehabilitación y minimizar posibles daños en los materiales protésicos. La elección del modelo oclusal dependerá de la arcada antagonista, adaptándose para minimizar las fuerzas horizontales sobre los implantes (55).

Concluyendo este apartado, una consideración esencial en el diseño y rendimiento de las prótesis sobre implantes atornilladas es la gestión de las fuerzas oclusales en presencia de extremos libres o cantilévers. Este aspecto es especialmente relevante en nuestra investigación, centrada en las PFIAC con cantiléver bilateral. Por ello, el siguiente apartado se dedicará a explorar en profundidad los tramos en cantiléver y sus

implicaciones biomecánicas para comprender cómo influyen en el comportamiento global de la rehabilitación.

### 2.3 VOLADIZOS DISTALES O CANTILÉVERS:

La colocación de implantes con una buena estabilidad a menudo suele estar restringida a las partes anteriores de la arcada, llevando al uso frecuente de extensiones en voladizo, distales a los implantes más posteriores. Estos voladizos, también llamados **cantilévers** (CL), aumentan significativamente la carga transmitida a los implantes, multiplicando la fuerza aplicada hasta dos o tres veces debido a los momentos de flexión, actuando como una palanca de Clase I (56).



*Figura 1. Representación esquemática de las fuerzas aplicadas sobre un cantiléver en implantoprótesis*

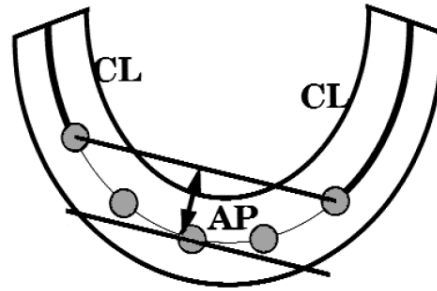
Algunas de las razones para incorporar CL distales en prótesis sobre implantes incluyen una reducción del número de implantes y por tanto del coste del tratamiento, y evitar procedimientos quirúrgicos más complejos (56). En arcadas completas, la prótesis requiere a menudo un cantiléver bilateral que se extiende más allá de los puntos de apoyo, creando una situación sin soporte en los extremos libres (57). Cuando se aplica una carga

oclusal sobre un cantiléver, los implantes más distales soportan cargas de compresión y los implantes más próximos a la línea media soportan cargas de tracción, lo cual disminuye la estabilidad de la prótesis generando fuerzas de tracción y aumentando el riesgo de separación de los componentes por deformación plástica o fatiga del tornillo (58). Por este motivo, los cantilévers son un factor crítico en el aflojamiento de las prótesis atornilladas y pueden contribuir a una mayor incidencia de complicaciones (59).

Para minimizar la sobrecarga mecánica, la longitud clínica de los CL suele ser inferior a la que el clínico considera como óptima para restaurar la estructura, la función y la estética. Por ello, se ha estudiado ampliamente la influencia de la longitud del CL en la distribución de las fuerzas oclusales (60).

### **2.3.1 LONGITUD DEL CANTILÉVER**

Las recomendaciones clínicas sobre la longitud del CL varían, incluyendo longitudes basadas en milímetros o en el tamaño de diente. Su determinación debe considerar aspectos como la biomecánica, número y distribución de los implantes, distancia anteroposterior (AP), diseño de la rehabilitación y material de la prótesis (61,62). La distancia AP se define como la distancia entre la línea que une los implantes más distales y la línea que pasa por el centro del implante más anterior. Existe una relación lineal entre la longitud del CL y la distancia AP, dependiendo del número de implantes. En condiciones ideales, el cantiléver no debe ser superior a 1,5 veces la distancia AP, recomendándose una distancia AP mínima de 10 mm para diseñar un CL biomecánicamente aceptable (63).



(63)

*Figura 2. Representación esquemática de la longitud de cantiléver y la distancia anteroposterior (AP)*

Asimismo, se recomienda no exceder una longitud de voladizo de 15mm en la mandíbula (64,65). Como ya se ha mencionado, inclinando los implantes distales, se logra una posición más posterior del implante, lo cual ayuda a reducir el voladizo en comparación con los implantes colocados axialmente. Para prevenir fracturas, es aconsejable mantener los cantilévers lo más cortos posible (66). y aumentar el grosor de la estructura alrededor del último pilar (67). Además, es crucial prestar especial atención a las dimensiones de los conectores próximos a los cantilévers para asegurar la durabilidad de la prótesis (68).

Por último, cabe destacar que los cantilévers están asociados con una disminución de la tasa de supervivencia de las PFIAC, y debido a su tamaño y diseño pueden afectar al éxito a largo plazo de estas prótesis. Esta relación será explorada en el siguiente apartado, dedicado a la tasa de supervivencia y éxito de estas rehabilitaciones.

## **2.4 TASA SUPERVIVENCIA Y TASA DE ÉXITO DE LAS REHABILITACIONES SOBRE IMPLANTES**

La supervivencia clínica es fundamental en la evaluación de un sistema protésico. La implantología contemporánea prioriza no solo la supervivencia de los implantes y las

prótesis sobre implantes, sino también la estética, la función y la ausencia de complicaciones significativas como criterios de éxito del tratamiento.

En la literatura científica se ha demostrado la alta predictibilidad clínica de las rehabilitaciones “all-on-4” tradicionales de metal-cerámicas (MC), consideradas el “Gold-standard”, con tasas de supervivencia sobresalientes a largo plazo (69,70). Paralelamente, el circonio emerge como una alternativa robusta y estética, ofreciendo tasas de supervivencia comparables al metal-cerámica en rehabilitaciones de circonio-cerámica en arcadas completas (71,72), aunque se registraron un elevado número de fracturas del recubrimiento cerámico, que pudieron ser pulidas in situ sin afectar la funcionalidad o estética (73). Posteriormente, surge el circonio monolítico translúcido como una solución a la fractura del recubrimiento, destacando por sus resultados prometedores y elevadas tasas de supervivencia y éxito (74–76).

Los avances en el ámbito de la adhesión y los materiales CAD/CAM, han contribuido a mejorar las tasas de supervivencia y éxito, logrando resultados positivos en estructuras de PEEK fabricadas por CAD/CAM (51,77). Sin embargo, se reporta que las PFIAC confeccionadas con materiales sin metal, presentan menor fiabilidad en comparación con las metal-cerámicas (78). A pesar de esto, la constante innovación en los materiales subraya la necesidad de investigar sus propiedades en entornos in-vitro, para poder anticipar su comportamiento clínico.

En la evaluación de la tasa de supervivencia de las rehabilitaciones sobre implantes, es esencial considerar el riesgo de sesgo para garantizar la validez de los resultados (59). Esta consideración, normalmente aplicada a estudios clínicos, se extiende igualmente a las investigaciones in vitro. Aunque se realicen en un entorno controlado de laboratorio, no están exentos de posibles sesgos relacionados con la metodología o el manejo de datos.

En resumen, las rehabilitaciones sobre implantes son tratamientos predecibles pero no exentos de complicaciones. Identificar y analizar estas complicaciones es vital para minimizar riesgos y garantizar el éxito a largo plazo de estas prótesis. En el próximo apartado nos enfocaremos en las complicaciones mecánicas en PFIAC.

## **2.5 COMPLICACIONES MECÁNICAS**

Las complicaciones mecánicas más comunes en prótesis implantosoportadas son la fractura del recubrimiento y el aflojamiento de los tornillos, siendo menos frecuentes las fracturas de la estructura, tornillos y/o pilares (79). La incidencia de complicaciones reportada en rehabilitaciones “all-on-4” es de un 36% a los 10 años (70).

### **2.5.1 FACTORES DE RIESGO**

Existen múltiples factores de riesgo implicados en la aparición de complicaciones mecánicas, incluyendo la presencia de cantilévers, el tipo de material protésico, la presencia de tramos muy largos entre implantes, cargas horizontales y hábitos parafuncionales como el bruxismo. Otros factores que pueden influir en estas complicaciones son el número de implantes, el número de unidades de la prótesis y su localización (maxilar/mandíbula), el tipo de antagonista, la falta de ajuste pasivo y la sobrecarga oclusal (12,47,80).

La presencia de cantilévers puede provocar cargas de compresión y tracción, llevando a complicaciones como la deformación plástica o la fatiga del tornillo o la fractura de la estructura a nivel del cantiléver. La elección del material protésico, por ejemplo, si es metal-resina acrílica o metal-cerámica, influye significativamente en la tasa de complicaciones mecánicas, siendo las prótesis de metal-resina las más propensas a

fallos (70). Así mismo, las prótesis metal-cerámica presentan una menor incidencia de chipping que las de circonio cerámica (81).

Adicionalmente, las prótesis ubicadas en la mandíbula presentan un mayor riesgo de fracaso debido a la menor cantidad de implantes de soporte. Asimismo, la mayor incidencia de complicaciones se ha observado con restauraciones cerámicas sobre implantes como antagonistas por su menor propiocepción (80). La sobrecarga oclusal, es un factor crítico detrás de las complicaciones mecánicas, evidenciado por el aflojamiento repetido de tornillos o prótesis, fracturas de los materiales de recubrimiento y reabsorción ósea (82). Por último, la falta de ajuste pasivo de las estructuras sobre los pilares también puede generar fallos mecánicos, por lo que para favorecer este ajuste se recomienda utilizar interfases de titanio cementadas (83).

### **2.5.2 TIPOS DE COMPLICACIONES MECÁNICAS**

Las complicaciones mecánicas en prótesis sobre implantes se categorizan según su naturaleza y ubicación, abarcando desde eventos reparables hasta fallos que requieren la sustitución total de la prótesis (84).

A) Complicaciones Específicas de los Tornillos Oclusales: incluyen el aflojamiento, deformación o fractura del tornillo, siendo el aflojamiento del tornillo la complicación más frecuente con una incidencia reportada que varía entre un 5-49% (56,59,85). Este fenómeno, indicativo de sobrecarga mecánica, ocurre cuando la fuerza aplicada supera la precarga del tornillo, comprometiendo la estabilidad de la prótesis (86).

B) Complicaciones Específicas de los Recubrimientos de las Prótesis: Las prótesis metal-resina a menudo experimentan fracturas de revestimiento y/o dientes de acrílico y desgaste material, especialmente en las superficies oclusales (47), mientras que en las

prótesis metal-cerámica la fractura del recubrimiento cerámico o “chipping” suele ser menos frecuente por la mejor unión entre ambos materiales (81).

Las prótesis de circonio estratificado lideran en incidencia de fracturas del recubrimiento cerámico, con prevalencias del 15-35% (15,71,72,87). El chipping puede ser pulido o reparado intraoralmente, pero si la fractura es extensa implica el reemplazo de la prótesis (71). Las causas de estas fracturas incluyen defectos microestructurales en la porcelana, adhesión menos efectiva entre circonio y porcelana, diferentes coeficientes de expansión térmica (CET), sinterizado inadecuado, grosor insuficiente de la porcelana y diseño inadecuado de la estructura (64). Dado que la mayoría de las fracturas ocurren dentro de la porcelana, y no en la interfase núcleo-cerámica, es poco probable considerar estos factores como independientes, sino más bien cómo interactuantes (71). Para minimizar el riesgo de chipping, se han introducido mejoras en las técnicas de recubrimiento, nuevos diseños anatómicos que mejoran el soporte del recubrimiento y aseguran un espacio adecuado para el grosor del material, y el uso de restauraciones monolíticas de circonio las cuales han mostrado buenos resultados, representando una solución prometedora (88).

C) Complicaciones Específicas de la Estructura de las Prótesis: La fractura de la estructura protésica, especialmente en zonas de voladizo o entre pilares distales, es una complicación irreversible. Las causas incluyen la elección inadecuada del material de estructura y la disminución de la sección transversal en la región distal al implante más posterior (76). Las estructuras metálicas no se suelen fracturar por su elevada resistencia pero pueden sufrir deformaciones plásticas que lleven a fallos mecánicos (52,89). Las prótesis de circonio y de PEEK son propensas a fracturas estructurales en las secciones en voladizo (50,90).

Por tanto, la selección adecuada del tipo de prótesis incluyendo materiales y técnicas de fabricación es crucial para minimizar este tipo de complicaciones. En este

contexto, las tecnologías CAD/CAM emergen como herramientas fundamentales en la optimización de este proceso.

## **2.6 TECNOLOGÍAS CAD-CAM:**

Las tecnologías digitales CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) están revolucionando significativamente el campo de la Implantoprótesis, combinando de manera eficaz el diseño (CAD) y la fabricación (CAM) guiada por ordenador de las prótesis. Este flujo de trabajo digital consta de tres fases principales: la digitalización, el procesamiento de datos y la fabricación de las estructuras. Este sistema nos permite confeccionar restauraciones precisas y más económicas de una forma rápida y cómoda (91,92)

En el campo de la Implantoprótesis, el CAD/CAM reduce los pasos desde la planificación a la ejecución del tratamiento, mejorando la precisión en la colocación de implantes a través de la integración de escaneos, datos radiológicos 3D e impresión 3D, lo cual permite la colocación de restauraciones prefabricadas inmediatamente después de la inserción de implantes (93,94).

### **Fases del Proceso CAD/CAM**

- La Fase CAD, consiste en el diseño por ordenador de la prótesis mediante un software específico que permite determinar la anatomía dental y las dimensiones de la restauración.
- La Fase CAM, es la fabricación asistida por ordenador, la cual transforma el diseño en una estructura protésica, mediante métodos sustractivos (SM) o aditivos (AM), cada uno con sus propias implicaciones en las propiedades mecánicas de los materiales.

## **Ventajas y desafíos**

Las principales ventajas de los sistemas CAD/CAM son el uso de materiales en discos o bloques homogéneos con propiedades mejoradas, y la estandarización de la fabricación para lograr una precisión reproducible. Además, facilitan la gestión de datos y mejoran la comunicación entre clínica y laboratorio, reducen costes y tiempos de producción y permiten el ahorro de material y la fabricación industrializada de componentes. Sin embargo, enfrentan desafíos como el alto costo inicial, la necesidad de formación específica, errores acumulativos que pueden surgir en cada etapa y fracturas del margen o de la estructura en el fresado (95).

## **Confección de restauraciones sobre implantes mediante CAD/CAM**

### 1. Adquisición de Datos y Diseño (CAD):

El proceso inicia con la captura de datos del paciente mediante escaneos ópticos y CBCT, utilizando métodos directos o indirectos para digitalizar la boca del paciente. Los sistemas CAD/CAM pueden ser cerrados (escáner y software específico del sistema) o abiertos (compatibles con diferentes escáneres y softwares).

El CAD permite un control preciso del diseño de las restauraciones y se puede hacer una reducción digital para las estructuras que precisen recubrimientos (96). Existen tres tipos de reducciones:

- Mantener el volumen total sin reducción.
- Realizar una reducción parcial en vestibular con o sin el borde incisal.
- Realizar una reducción completa (anatómica o muñones).

En la presente investigación, el primer diseño se ha elegido para las PFIAC del grupo monolítico y la reducción completa para los grupos con recubrimiento. Finalmente, el

software CAD convierte el diseño virtual en archivos que pueden exportarse a un software CAM para la fabricación.

## 2. Fabricación de la restauración/ Fase CAM

La fabricación de las prótesis se realiza a partir de un único bloque homogéneo de material. La fase CAM utiliza métodos sustractivos (SM), como el fresado de materiales en discos o bloques (97–99), y aditivos (AM), como la impresión 3D. Aunque el método de fresado es predominante, la impresión 3D ofrece alternativas económicas con desafíos en ajuste y porosidad (100–104). Además, la fabricación digital mejora la calidad de las prótesis en comparación con los métodos tradicionales, y permite su producción sin modelos físicos. En esta investigación, se ha utilizado el enfoque sustractivo, por ser el más recomendado para la fabricación de las PFIAC.

Los equipos de fresado-CAM se distinguen por el número de ejes de fresado (3,4 y 5 ejes), donde más ejes facilitan mecanizar geometrías más complejas, y se dividen en secos o húmedos, según utilicen irrigación o no durante el fresado. El fresado en húmedo se utiliza para los metales y el circonio totalmente sinterizado, mientras que el fresado en seco se emplea para el circonio presinterizado y los polímeros. La precisión en el mecanizado y la selección adecuada de materiales son cruciales para evitar fallos, como las micro fisuras, que afectan a la longevidad de las prótesis. La fase CAM, emplea una variedad de materiales CAD/CAM, incluyendo polímeros como el PEEK, metales como el titanio y el cromo-cobalto, y cerámicas, siendo el óxido de circonio el más popular. Estos materiales han mejorado la fabricación de prótesis, ofreciendo una mayor estética, durabilidad y biocompatibilidad de manera eficiente y a precios razonables (14,105,106).

Los avances en CAD/CAM no solo han transformado la fabricación de prótesis dentales, sino que también han tenido un impacto significativo en la práctica clínica y la investigación odontológica, impulsando el desarrollo de materiales innovadores. Gracias

a estos avances, se han desarrollado materiales translúcidos para restauraciones monolíticas, y revestimientos CAD/CAM para las restauraciones bicapa, mejorando su estética y durabilidad. Esta evolución y la situación actual de los materiales CAD/CAM serán examinados detalladamente en el siguiente apartado. Comprender esto puede proporcionar información valiosa sobre qué propiedades de los materiales son más importantes desde una perspectiva clínica.

## **2.7 SITUACION ACTUAL RESPECTO A LOS MATERIALES CAD-CAM**

Durante más de cinco décadas, las restauraciones de metal-cerámica (MC) han sido el estándar de oro en odontología para prótesis fijas sobre implantes de múltiples unidades, gracias a su probada eficacia y durabilidad (107). Sin embargo, a pesar de su contrastado éxito, el interés por mejorar la estética y la biocompatibilidad ha impulsado a la industria a investigar alternativas libres de metal, como los sistemas cerámicos basados en circonio (15,108–111) y los polímeros de alto rendimiento (17,112–114). Estas opciones permiten una mejor reproducción del color natural del diente y evitan la decoloración gingival asociada con las restauraciones MC. En los últimos años, se ha observado una transición de las restauraciones de MC a los sistemas libres de metal, sin embargo, todavía hay preocupaciones sobre la durabilidad, el riesgo de fallo y el rendimiento clínico de estos materiales.

Por otro lado, la revolución de la tecnología CAD/CAM ha mejorado significativamente la calidad de las restauraciones al reducir defectos y porosidades. Esto ha resultado en una mayor fiabilidad y durabilidad de los materiales, ampliando su rango de aplicaciones en implantoprótesis (115). Actualmente, existe una amplia gama de

materiales para fabricación digital que ha enriquecido las opciones clínicas, aunque esto también ha complicado la elección del material óptimo para cada caso (14,116).

A pesar de los desafíos técnicos asociados con las estructuras metálicas tradicionales, gracias a técnicas CAD/CAM como el mecanizado y sinterizado, las restauraciones MC siguen siendo el referente (117). Simultáneamente, el desarrollo de materiales cerámicos en bloques presinterizados que mejoran sus propiedades mecánicas, como el circonio estabilizado con itrio (Y-TZP), ha permitido la aplicación de porcelana sobre una base de circonio, en lugar de sobre una estructura metálica (118). La mayor demanda estética ha incrementado el interés en las prótesis de circonio, que ha evolucionado de ser un material opaco a uno más translúcido y estético, adaptándose a las necesidades modernas de la odontología restauradora. La tendencia hacia el uso de circonio monolítico en restauraciones de contorno completo ha solucionado problemas como el chipping y fracturas en secciones en voladizo, marcando un nuevo rumbo en la odontología restauradora (48,53,90).

Con respecto a los polímeros de alto rendimiento, en sus aplicaciones iniciales, el PEEK se utilizaba principalmente para pilares y PFIAC provisionales (119,120). Sin embargo, el desarrollo de materiales PEEK modificados lo han convertido en un material viable para la fabricación de PFIAC definitivas, que ofrecen ventajas significativas en términos de estética, biocompatibilidad, y propiedades mecánicas, representando una alternativa prometedora para este tipo de rehabilitaciones (121).

A continuación, se describirán con más detalle las propiedades de los materiales empleados en nuestra investigación, los cuales pertenecen a los tres principales tipos de materiales: metales (Cromo-cobalto y Titanio), polímeros (PEEK reforzado) y cerámicas (circonios de quinta generación), y que han sido seleccionados por sus excelentes propiedades mecánicas, cruciales para el éxito de las PFIAC.

## **2.7.1 CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES DE LAS ALEACIONES METÁLICAS**

Tradicionalmente, las estructuras metálicas recubiertas de cerámica o acrílico han sido la norma para confeccionar prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa, pero las dificultades en el colado, el peso y la falta de ajuste pasivo de las estructuras coladas han llevado a la búsqueda de materiales con propiedades biomecánicas optimizadas (47). Hoy en día, los metales CAD/CAM, han superado estos desafíos, permitiendo la fabricación de prótesis mediante técnicas de manufactura aditiva y sustractiva, manteniendo a las prótesis metal-cerámicas como una opción preferente en la fabricación de PFIAC (122). La diversidad de aleaciones metálicas disponibles incluye metales nobles y no nobles; sin embargo, el alto costo de los primeros y el potencial alergénico de las aleaciones que contienen níquel han llevado al uso generalizado de aleaciones dentales de cobalto-cromo (Co-Cr) y Titanio (Ti) (123). Estas aleaciones destacan por sus excelentes propiedades mecánicas y altas tasas de supervivencia a largo plazo, aunque presentan desafíos en términos de estética y transmisión de fuerzas. La presencia de una estructura metálica dificulta el poder imitar la estética natural de los dientes y, ante una sobrecarga oclusal, los metales se deforman provocando una inadecuada transmisión de fuerzas a los implantes y sus componentes (52).

### **a) Cromo-cobalto**

Las estructuras de Cromo-cobalto (Cr-Co) han sido hasta la fecha las más utilizadas, con excelentes tasas de éxito. Dentro de sus propiedades físicas, destaca por presentar la resistencia a la fractura más alta del resto de aleaciones metálicas utilizadas en odontología, lo cual le confiere una gran rigidez incluso con espesores finos (124). Su gran límite elástico permite evitar la deformación plástica de las estructuras sobre

implantes, ofreciendo una gran resistencia a la fatiga que las hace idóneas para soportar altas cargas durante mucho tiempo. Otras ventajas son su resistencia a la corrosión, crucial para la durabilidad del material en el entorno oral, y su biocompatibilidad y fuerza de unión excelente a las cerámicas de recubrimiento (125). Según el fabricante, los discos CAD/CAM de Cr-Co empleados en esta investigación están compuestos de cobalto (66%) y cromo (27%), Molibdeno (6%) y otros componentes (<1%).

## **b) Titanio**

El titanio es considerado el metal más biocompatible para prótesis dentales, gracias al éxito de los implantes dentales de titanio el uso del titanio puro y sus aleaciones ha aumentado considerablemente en estructuras para prótesis sobre implantes. El titanio de grado IV el que tiene mayor resistencia, y las aleaciones de titanio más utilizadas en aplicaciones dentales son las de titanio-aluminio-vanadio (Ti-6Al-4V) (123), seleccionada también para esta investigación en los discos “DC Titan Grade 5%. Desde el punto de vista químico, destacan su excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. Respecto a sus propiedades físicas, estas aleaciones combinan una menor densidad con alta resistencia a la flexión y fatiga, lo que se traduce en prótesis más ligeras y duraderas, y posee un bajo coeficiente de expansión térmica, minimizando los cambios dimensionales con cambios de temperatura. Sin embargo, su módulo de elasticidad (110 GPa), aunque inferior al Cr-Co, es significativamente mayor al del hueso, lo que puede resultar en una transmisión inadecuada de cargas (89). A pesar de esto, las estructuras de titanio mecanizadas son un tratamiento viable y duradero para la mandíbula edéntula presentando altas tasas de supervivencia (126).

Con el creciente enfoque en la estética, el color grisáceo de los metales y su posibilidad de corrosión y degradación hacen que sean menos atractivos, lo que ha llevado

a la industria dental a desarrollar alternativas como los polímeros de alto rendimiento que se tratará en el siguiente apartado.

## **2.7.2 CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES DE LOS MATERIALES PEEK MODIFICADOS**

El poliéter-éter-éter-cetona (PEEK), es un polímero avanzado de la familia poli-aril-éter-ketona (PAEK), destacado por excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad, siendo especialmente relevante en aplicaciones dentales y ortopédicas (17,127,128). Desarrollado en 1978, este termoplástico semicristalino ofrece una alternativa a los metales en estructuras de prótesis sobre implantes, gracias a su estabilidad dimensional, resistencia a altas temperaturas (superiores a 300° C) y resistencia mecánica y química (113). La estructura molecular del PEEK, compuesta por anillos aromáticos unidos por grupos cetona y éter, le confiere una alta estabilidad, resistencia, elasticidad y una baja densidad (1.32 g/cm<sup>3</sup>) que reduce la carga en el paciente. Además, su insolubilidad garantiza que no se degradará en presencia de fluidos en el medio oral (112). La cristalinidad del PEEK en su forma pura, es aproximadamente del 30%, y determina su comportamiento mecánico, una disminución en la cristalinidad conlleva a una menor rigidez y resistencia (129).

Además, las modificaciones en su composición, como la adición de fibras de carbono o deposición de titanio, mejoran sus propiedades mecánicas y biológicas y su interacción con los tejidos biológicos (130) dando lugar a los **polímeros de alto rendimiento**, conocidos por sus siglas en inglés “HPP” (High Performance Polymers). Un ejemplo destacado es el BioHPP, que sobresale por su estética, estabilidad de color, alta biocompatibilidad y propiedades mecánicas comparables al hueso, incluyendo un bajo módulo elástico, distribución de cargas apropiada y buena resistencia a la fatiga y a la fractura. Además posee un color y una dureza similar a los dientes naturales, resistencia

al desgaste y baja capacidad de abrasión. Otras ventajas son su menor coste y fácil confección, y a pesar de que requieren un recubrimiento por su color opaco, su adhesión a resinas compuestas es excelente (131). Su bajo módulo de elasticidad (3-4 GPa), en comparación con el titanio y las cerámicas, es una característica relevante para que el material imite la flexibilidad y la resistencia del hueso. Esto implica que el Bio.HPP permita cierta flexión y resistencia al estrés sin deformarse permanentemente, disminuyendo el estrés en el hueso circundante, lo que resulta crucial para el éxito a largo plazo de los implantes y las prótesis.

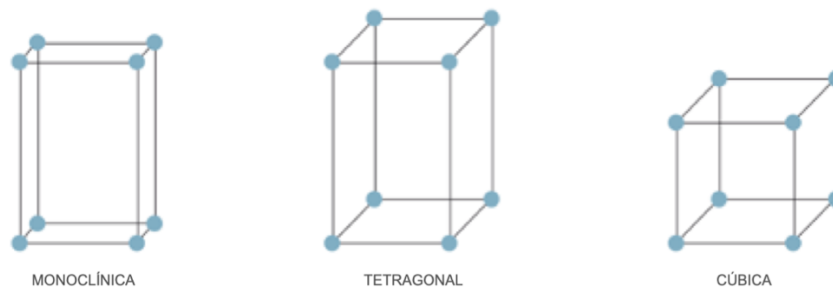
Las restauraciones de BioHPP fabricadas por CAD-CAM tienen propiedades mecánicas superiores ampliando sus indicaciones en prótesis removibles y fijas (121,132,133), pilares de implantes y prótesis sobre implantes (19,119), representando una alternativa potencial para las prótesis fijas implantosoportadas de arco completo (PFIAC) (49). Sin embargo, su uso en este tipo de prótesis ha sido limitado, destacando la necesidad de más investigaciones.

Ofrece ventajas clínicas importantes sobre los metales, como su color no metálico, ausencia de alergias, menores artefactos en radiografías y menor transmisión de estrés a los implantes y al hueso. Además, se ha reportado que es más fácil de reparar en boca que las cerámicas tradicionales (131). Por el contrario, su radiolucidez puede limitar la evaluación radiográfica del asentamiento completo de las estructuras atornilladas, recomendándose el uso de interfases de titanio para una mejor evaluación. Además, exhiben excelentes capacidades de fresado que permiten una fabricación más rápida simplificando la producción de restauraciones mediante CAD/CAM y causando menos desgaste en el equipo de fresado que el circonio (19). Poseen la resistencia final deseada sin necesidad de un sinterizado adicional después del fresado, lo que elimina las inexactitudes debidas a la contracción.

### 2.7.3 CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES GENERALES DEL ÓXIDO DE CIRCONIO

El circonio o zirconio es el elemento químico número 40 de la tabla periódica y su símbolo es **Zr**. Es un metal blanco grisáceo que posee las características propias de los metales en cuanto a resistencia y comportamiento químico. Cuando hablamos de circonio en odontología nos referimos al óxido de circonio ( $ZrO_2$ ), conocido como circona o zircona, un polvo blanco utilizado desde los años 90 como infraestructura en la fabricación de prótesis, instrumentos e implantes (108,134).

El óxido de circonio puede encontrarse en tres fases cristalinas: monoclinica, tetragonal y cúbica. A temperatura ambiente, el circonio puro es estable en su fase monoclinica, transformándose en fase tetragonal cuando la temperatura aumenta por encima de los  $1170^{\circ}C$  y en fase cúbica a más de  $2370^{\circ}C$ . Estos cambios de fase se estabilizan mediante la adición de una pequeña cantidad de itria u óxido de itrio ( $Y_2O_3$ ), que estabiliza la fase tetragonal formando el óxido de circonio tetragonal parcialmente estabilizado con itria (Y-TZP) (15,108–110). Su microestructura totalmente cristalina de grano fino le confiere fuerza y resistencia pero afecta a su translucidez.



**Figura 3:** Estructura cristalina monoclinica ( $T^a$  ambiente), tetragonal ( $>1170^{\circ}C$ ) y cúbica ( $>2370^{\circ}C$ ).

El circonio empleado en el sector dental se presenta en forma de Y-TZP, su composición química puede variar según la casa comercial, pero, en general, está compuesto por un 95% de óxido de circonio y un 5% de óxido de itrio. Tradicionalmente, el circonio se ha estabilizado con 3 mol. de itria formando el **circonio tetragonal parcialmente estabilizado (3Y-TZP)**, que contiene un 85-90% de fase tetragonal y se caracteriza por una resistencia a la flexión mayor a 1000N y una elevada tenacidad gracias a su capacidad de auto-reparación ante la aparición de grietas. Este fenómeno de refuerzo, llamado “transformación resistente”, se produce cuando una carga mecánica induce una grieta que desencadena la transformación de la fase cristalina de tetragonal a monoclinica (t-->m), asociada a un aumento de volumen del 3-5%. Este incremento ejerce presión en la punta de la grieta, generando tensiones de compresión que frenan su propagación, mejorando la resistencia local y previniendo el avance de la fractura (15,108,109).



**Figura 4:** Fenómeno de transformación resistente

Otro fenómeno inherente al circonio tetragonal es su envejecimiento acelerado en presencia de humedad, conocido como degradación a baja temperatura (LTD), que provoca la transformación de fase (t-->m), aumentando el volumen de los cristales y generando fisuras por absorción de agua. El LTD reduce la estabilidad de la fase tetragonal, aumenta la rugosidad superficial, acelera el desgaste y disminuye las propiedades mecánicas, pudiendo causar fallos catastróficos (111,118,135). Es especialmente preocupante en restauraciones monolíticas expuestas a factores orales como la saliva, cambios de temperatura y pH (136).

Por otro lado, debido a su gran opacidad el 3Y-TZP debe ir recubierto con porcelana (137), pero su falta de fase vítrea impide el grabado ácido, necesitando métodos específicos de preparación (138). La fractura de la porcelana de recubrimiento, o chipping, es una complicación común en el circonio estratificado (15,71,139). Para reducirla, se han mejorado las técnicas de revestimiento y se han implementado diseños protésicos anatómicos que mejoran el soporte del recubrimiento y aseguran el espacio adecuado para el material (140). Otra solución prometedora es el uso de circonio monolítico en restauraciones de contorno completo (110).

En las dos últimas décadas, el circonio ha evolucionado hacia formas más translúcidas, expandiendo su uso en prótesis sobre implantes, desde coronas individuales hasta prótesis atornilladas de arcada completa, incluidas áreas pónicas a extremo libre (48). Pequeñas variaciones en la composición del 3Y-TZP afectan significativamente su translucidez, propiedades mecánicas y estabilidad hidrotérmica (136,141). Para aumentar la translucidez, algunos fabricantes han eliminado o reducido la alúmina y aumentado el contenido de itria, desarrollando circonios translúcidos más estéticos pero con menor resistencia (16,110,136,142,143). Sin embargo, a pesar de estos avances, la translucidez de estos nuevos circonios sigue siendo inferior a la de las cerámicas vítreas (144).

### **Generaciones de Circonio**

Cronológicamente, en el año 2000, la primera generación de circonio estabilizado con 3 mol% (5.2 % peso) de itria (3Y-TZP) fue diseñada con una alta cantidad (0,25%) de alúmina. Destacó por una extraordinaria resistencia a la flexión, entre 1000-1500 Mpa, y alta tenacidad a la fractura, pero al mismo tiempo su alta opacidad, limitó su uso a estructuras para restauraciones sobre dientes e implantes (71,108). En el 2005 se introdujo el circonio mecanizado.

Con el fin de mejorar la translucidez, en 2012 se desarrolló la segunda generación de 3Y-TZP, con una reducción drástica del contenido de alúmina a 0,05% y con una sinterización a mayor temperatura para eliminar la porosidad, lo que mejoró su translucidez sin afectar sus propiedades mecánicas (137). Su excelente resistencia a la flexión de 900-1300 Mpa, alta tenacidad y resistencia al desgaste, lo hace ideal para aplicaciones que demandan gran resistencia mecánica (108). Sin embargo, su limitada translucidez restringe su uso monolítico a restauraciones posteriores. Al demostrar una resistencia similar a la del 3Y-TZP(0.25%Al) pero con mejor translucidez, la primera generación quedó en desuso (136).

La tercera generación de circonio (2015), 5Y-TZP con un 5 mol% (9.3 % peso) de itria, es una circona parcialmente estabilizada con una estructura mixta de 50% fase tetragonal y 50% fase cúbica (136). Conocida también como 5Y-ZP, circona cúbica o ultra translúcida, es la más translúcida pero también la menos resistente, con una resistencia de 500-700N (16,145). Su alta translucidez se debe al mayor contenido de itria, que aumentó significativamente la fase cúbica no birrefringente, reduciendo la dispersión de luz y mejorando la estética, aunque a expensas de la resistencia y tenacidad (146). La fase cúbica, a diferencia de la tetragonal, no experimenta los fenómenos de transformación resistente ni de LTD (136), lo que le confiere menores propiedades mecánicas pero mayor estabilidad a largo plazo (15,109,136). A pesar de que la translucidez de 5Y-ZP es inferior a la del disilicato de litio, su mejora respecto a 3Y-TZP la hace una opción viable para restauraciones anteriores monolíticas, aunque limitada para aquellas que requieren alta translucidez (110,141,147,148).

En 2017, aparece la cuarta generación con un 4 mol% (7.2 % peso) de itria (4Y-TZP). Aunque esta generación presenta una disminución en la translucidez en

comparación con el 5Y-TZP, compensa esta característica con un aumento significativo en la resistencia mecánica (860N) (145). Gracias a esta mejora en la resistencia, se ha indicado para la fabricación de puentes de múltiples unidades, ofreciendo una solución estética, duradera y fiable para restauraciones que requieren de un material robusto.

Actualmente, la quinta generación de circonio introduce un concepto innovador, la combinación de distintas generaciones de circonio en un único bloque, optimizando así las ventajas específicas de cada una para mejorar las propiedades finales (149). Por ejemplo, se combina el circonio de 2ª/4ª generación (3Y/4Y) para el cuerpo de la prótesis (Body) y el 5Y o 6-10 mol% itria para la parte incisal, logrando restauraciones que ofrecen una resistencia mecánica superior y una estética mejorada gracias a la variación en la translucidez, imitando de manera más fiel la apariencia natural de los dientes (150–152). Se ha incrementado la proporción de itria hasta 8-10 mol% (14,4 % peso) para obtener una mayor fase cúbica estabilizada con el fin de conseguir una estética comparable a las cerámicas vítreas (153). Esta circona totalmente estabilizada aún no iguala la translucidez del disilicato de litio pero tiene un mejor rendimiento. En este estudio evaluaremos dos innovadoras opciones de circonio de última generación, Luxor Z Frame y Luxor Z True Nature, que presentan gradaciones en color, resistencia y translucidez, ofreciendo así una estética y durabilidad superiores. Sin embargo, aún no hay estudios que hayan validado sus propiedades comparándolos con materiales tradicionales y otras nuevas alternativas para PFIAC. Sus características se describirán en detalle en el apartado de material y métodos.

En resumen, el circonio ha mostrado una evolución significativa, pasando de ser un material opaco y altamente resistente a uno más estético y translúcido, aunque con algunas concesiones en términos de resistencia mecánica. La tendencia actual es el uso

del circonio monolítico altamente translúcido para evitar el chipping y optimizar los requisitos de grosor del material (110).

### **Circonio monolítico:**

El circonio monolítico se presenta como una solución al problema de fracturas de las cerámicas de recubrimiento, ofreciendo una combinación óptima de resistencia, estética y funcionalidad que permite su uso en sectores posteriores y anteriores (111). Su procedimiento clínico simplificado y menor costo, lo han convertido en una opción popular en la implantología moderna. Se clasifica como una cerámica semitranslúcida, aunque su translucidez aún no iguala a otros sistemas cerámicos o al esmalte en zonas estéticas (141). En cuanto a sus propiedades mecánicas, las restauraciones de Y-TZP monolítico superan en resistencia a las de disilicato de litio (144) y circonio-cerámica sin chipping, y causan menos desgaste en el esmalte antagonista (154–156) siendo una opción satisfactoria para dientes e implantes (157,158). Las restauraciones pueden ser monolíticas maquilladas, que ofrecen una estética aceptable sin comprometer la resistencia (135) o con reducción digital parcial o completa para la cerámica de recubrimiento. Estudios respaldan que las PFIAC de circonio monolítico sin reducción, o con reducción parcial y cerámica vestibular, son una opción efectiva con tasas de supervivencia y de éxito elevadas (76,96).

Las tecnologías CAD/CAM permiten fresar el circonio en su forma definitiva, y los nuevos protocolos de sinterización rápida han reducido el tiempo de fabricación sin afectar la resistencia a la flexión (155). El circonio se procesa en dos formas: sinterizado, con propiedades finales, y pre-sinterizado, más blando y con propiedades parciales hasta su completa sinterización. Las restauraciones se diseñan y se fresan con un sobredimensionamiento del 20-25% para compensar la contracción por sinterización. El

fresado del circonio pre-sinterizado en seco es el más común, es rápido pero dispersa polvo y puede crear microfisuras por el sobrecalentamiento del material y las fresas afectando la resistencia final, mientras que el fresado del circonio sinterizado se realiza con irrigación para minimizar el calor y el desgaste de las fresas (97,159). La sinterización final cohesiona las partículas cerámicas gracias al calor, el circonio cúbico necesita temperaturas de hasta 1550 °C y hasta 6 horas para lograr translucidez, alta densidad y baja porosidad (155). El método de adhesión incluye arenado, primer de circonio y cemento de resina (138,160,161); y las técnicas de revestimiento pueden ser por inyección o aplicación manual de la cerámica sobre la estructura de circonio. Las PFIAC de circonio monolítico pueden ser fabricadas en una pieza, recomendándose el uso de interfases de titanio cementadas, pero recientemente se están explorando métodos de unión directa a los pilares transeptiliales. En resumen, estos detalles específicos del circonio y su fabricación son esenciales para comprender sus propiedades mecánicas.

## **2.8 IMPLICACIONES DE LA RUGOSIDAD EN LOS MATERIALES PARA PRÓTESIS ATORNILLADAS SOBRE IMPLANTES.**

En el contexto de los materiales dentales, la rugosidad superficial es un factor determinante para la durabilidad, textura, acúmulo de placa y estética. Una superficie dental rugosa puede facilitar la acumulación de placa y causar irritación en tejidos orales, desgaste prematuro del material y problemas estéticos, favoreciendo la aparición de manchas y tinciones. La cavidad oral es un entorno dinámico, constantemente expuesto a una variedad de microorganismos, donde la rugosidad superficial de los materiales utilizados en prótesis sobre implantes juega un papel crucial en la retención y proliferación bacteriana (129). Superficies con baja rugosidad ayudan a prevenir la formación y el acúmulo de placa, mejorando la salud de los tejidos periimplantarios. Se

ha establecido un umbral de rugosidad (Ra) de 0.2 micras como el límite clínicamente aceptable para prótesis dentales. Por encima de este nivel, aumenta la formación de biofilm, mientras que, por debajo la rugosidad no impacta significativamente en la formación de biofilm. Por tanto, se busca lograr una rugosidad inferior a 0.2 mm mediante técnicas de acabado superficial y pulido (162).

La rugosidad es el conjunto de irregularidades que posee una superficie y está directamente relacionada con el proceso de fabricación de las piezas mecanizadas y el rendimiento de las herramientas utilizadas. Las superficies mecanizadas presentan una estructura compleja compuesta por picos y valles de distintas frecuencias. En este contexto, la rugosidad se define como la frecuencia más corta de estas irregularidades superficiales.



**Figura 5.** Componentes de una superficie según sus frecuencias: ondulación (izquierda), forma (centro) y rugosidad (derecha).

La rugosidad está relacionada con otras propiedades físicas como la resistencia, la dureza y el desgaste (149). También influye en el sellado, adhesión, eficiencia de componentes mecánicos y propiedades ópticas como la reflexión de la luz.

### **Parámetros y Procedimientos de Medición**

La rugosidad se mide en micras ( $\mu\text{m}$ ) usando unos instrumentos llamados rugosímetros. Para que las medidas obtenidas sean comparables entre sí se requiere una estandarización en el procedimiento de medición y la reproducción de la posición

tridimensional en la que se toman las medidas. Los parámetros de medición sirven para analizar y caracterizar una superficie. Los parámetros 2D fueron los primeros para describir las superficies, sin embargo, al ser bidimensionales no capturan completamente la topografía superficial. Los parámetros 3D o de área, son tridimensionales y proporcionan una evaluación más detallada y completa siendo más útiles para evaluar de manera global las superficies (98). Los métodos para evaluar superficies más comunes en odontología incluyen métodos de perfil 2D y de área 3D.

### Rugosidad del perfil y Rugosidad de Superficie

La rugosidad lineal promedio “Ra” es la media aritmética de las desviaciones del perfil y mide las irregularidades a lo largo de una línea específica en la superficie. Es útil para obtener una visión detallada de las irregularidades locales y su distribución en una línea. La Ra junto con la “Rz” (altura media de cinco picos y valles del perfil de rugosidad) son los parámetros 2D más representativos y pueden medirse con instrumentos táctiles u ópticos. Por otro lado, la rugosidad de superficie (Sa) es una medida global que describe la textura de toda la superficie, dentro de un área específica. Se obtiene promediando las variaciones de altura dentro del área analizada y se mide mediante técnicas como el análisis de imagen. Permite medir superficies con formas complejas y la planitud de una superficie. La Sa, junto con la Sz, son los parámetros 3D más importantes. La Sz equivale a la altura máxima de la superficie.

En resumen, las mediciones 3D son más precisas y robustas, registran más área y proporcionan una evaluación más detallada y completa para evaluar la topografía de superficie. Por tanto, Sa es el parámetro de rugosidad más adecuado para obtener una visión global de la textura de la superficie, y es el que se ha evaluado en este estudio.

### **Sistemas de Medición**

La rugosidad superficial puede ser determinada utilizando dos tipos de métodos de medición por contacto o sin contacto. Los métodos por contacto, como el perfilómetro de aguja, implican un contacto directo con la superficie mediante una punta de diamante que recorre la superficie a examinar. Este enfoque, centrado en mediciones bidimensionales (2D), es particularmente útil para analizar irregularidades específicas a lo largo de una línea definida. Por otro lado, los métodos ópticos o sin contacto utilizan principios físicos diversos para transformar datos de superficies. Estos métodos incluyen tecnologías ópticas 3D más avanzadas como el microscopio de Interferometría de Luz Blanca (WLI), el Microscopio Confocal de Barrido Láser (LSCM) y el Microscopio de variación focal (FVM) y brindan mediciones 3D de planitud y además permiten medir zonas internas o de difícil acceso. Los métodos ópticos evitan el contacto físico con la superficie de prueba y poseen mayor resolución y velocidad de adquisición de los datos topográficos, proporcionando mediciones más precisas y con menor incertidumbre.

Finalmente, la técnica de filtrado es esencial para separar las frecuencias presentes en las superficies, diferenciando la rugosidad, ondulación y forma. Existen filtros para corregir, suavizar u eliminar defectos en la superficie producidos por el método de adquisición de datos o de anomalías en el proceso de fabricación (98). En la presente investigación se ha seleccionado un sistema de medición óptico de no contacto empleando los parámetros de medición  $S_a$  y  $S_z$ , ya que es el método más adecuado para conocer la rugosidad de superficie.

## **2.9 ENSAYOS IN VITRO:**

Los ensayos in vitro son cruciales para simular el ambiente oral y predecir el comportamiento de los materiales bajo cargas masticatorias. En este contexto, el estudio de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en prótesis sobre implantes de

arcada completa con cantiléver bilateral adquiere una importancia crítica, ya que estos materiales deben resistir cargas y tensiones significativas, manteniendo su integridad y funcionalidad. Entre las propiedades mecánicas destaca la resistencia, que es la capacidad de un material para soportar fuerzas sin romperse. Se mide en Megapascuales (MPa) o Newton (N), según la relación fuerza/superficie. La selección adecuada de los parámetros de simulación, incluyendo la frecuencia y magnitud de la carga, es fundamental para obtener resultados fiables (163). Además, la fuerza media de masticación in vivo (150-200N) tiene una influencia significativa en la evaluación de la resistencia a la fatiga de las restauraciones. Esta consideración es fundamental para la realización de pruebas de **carga cíclica**, las cuales simulan el efecto de las fuerzas masticatorias repetidas sobre los materiales dentales. Estas pruebas son esenciales para predecir el comportamiento a largo plazo de las restauraciones bajo condiciones clínicas normales, enfatizando la importancia de evaluar la resistencia a la fatiga como un indicador de la durabilidad. Sin embargo, ningún simulador de masticación posee todas las características necesarias para reproducir los movimientos masticatorios bajo las condiciones reales de humedad y pH en la cavidad oral (164).

### **Ensayo de Flexión**

Un ensayo de flexión mide la capacidad de un material para soportar cargas aplicadas en su superficie, mientras se encuentra sometido a una flexión o curvatura. Este ensayo evalúa propiedades como la resistencia a la flexión, deformación plástica, módulo de elasticidad, límite elástico y resistencia a la fractura, en caso de rotura. La **resistencia a la flexión** indica cómo un material puede resistir ser doblado sin deformarse elásticamente ni romperse y es una propiedad mecánica clave para los materiales restauradores (165). A través de la relación tensión-deformación, siguiendo el principio de la ley de Hooke, se analiza la respuesta de los materiales a las fuerzas aplicadas,

induciendo deformaciones que pueden ser elásticas (reversibles) o plásticas (irreversibles), hasta el punto de resistencia final.

El método más utilizado para evaluar la resistencia a la flexión es el ensayo de flexión en tres puntos. Durante el ensayo, una muestra del material se coloca en un soporte y se aplica una fuerza en punto específico del material. A medida que se aplica la fuerza, la muestra se curva y se produce una deformación en la sección transversal del material, generando una **curva de tensión-deformación** que refleja cómo el material se deforma a medida que aumenta la fuerza aplicada. Esta deformación longitudinal (dL) es esencial para conocer la resistencia y rigidez de un material, y su capacidad para resistir la deformación y rotura.

Existen tres tipos de ensayos de flexión, diferenciados por la configuración de soportes y puntos de carga. El ensayo de flexión de 2 puntos se emplea en situaciones donde un extremo del material está fijo (punto de apoyo) y el otro está libre (punto de carga). Este es el ensayo seleccionado en nuestra investigación; la carga se aplica en la parte en voladizo para determinar su resistencia a la flexión, medida en Newtons (N). Por otro lado, el ensayo de flexión de 3 puntos coloca la probeta sobre dos apoyos y recibe la carga en el centro con un punzón de ensayo. El ensayo de flexión de 4 puntos se diferencia por aplicar la carga en el centro a través de dos puntos de presión, permitiendo una distribución más uniforme de la fuerza sobre la muestra. Todos estos ensayos se realizan con una máquina de ensayo universal, aplicando una carga gradual hasta el fallo de la muestra. Este método es preciso y ha sido previamente reportado en estudios de materiales.

### **Norma UNE-EN-ISO 178**

Esta norma establece un método para determinar la resistencia a la flexión de materiales plásticos y compuestos reforzados con fibra. La norma establece requisitos para la

preparación de las muestras de prueba, los equipos de ensayo y el registro y presentación de los resultados. La norma se aplica a una amplia gama de materiales plásticos, incluyendo termoplásticos como el PEEK, y distintas geometrías, proporcionando una metodología estandarizada y reproducible para medir la resistencia a la flexión de los materiales.

## 2.10 ANÁLISIS DE FALLOS

En prótesis sobre implantes, los siguientes eventos se definen como fallos: fractura de la estructura, fractura del recubrimiento, deformación plástica, fractura o deformación de los pilares y fractura del tornillo protésico (139). Existen tres tipos de fallos relacionados con la manera en que se produce la ruptura en un material compuesto (121):

- **Fallo Cohesivo:** La ruptura ocurre dentro del mismo material, se produce una separación entre las capas del material debido a la falta de fuerza de unión interna.
- **Fallo Adhesivo:** La fractura ocurre en la interfase o unión entre dos materiales diferentes. La fuerza de unión entre los materiales no es suficiente para resistir la carga, y la separación se produce en la interfase entre ambos. En PFIAC atornilladas puede darse entre el material de estructura y el recubrimiento, o entre el material de estructura y la interfase de titanio cementada.
- **Fallo Mixto:** Un fallo mixto implica la presencia de un fallo cohesivo y adhesivo en una misma estructura. Es decir, se observan zonas dónde la ruptura ocurre dentro del mismo material (fallo cohesivo) y otras zonas donde la ruptura se produce en la interfase entre dos materiales (fallo adhesivo). Sugiere una complejidad en los factores que contribuyen al fallo.

Con relación a la fractura de los materiales de recubrimiento se pueden clasificar a su vez en dos tipos: irreparable y reparable, siendo este último cuando menos del 50% del recubrimiento está roto (166).

En resumen, el tipo de fallo en una estructura depende de su ubicación y está influenciado por varios factores como: el diseño, los materiales utilizados y sus propiedades mecánicas, el proceso de fabricación (puede afectar la integridad estructural), las condiciones ambientales, el número de ciclos de carga y la calidad de la unión. Estos elementos afectan a cómo se distribuyen las cargas y, por tanto, los modos de fallo observados, y son cruciales en la evaluación de los resultados de cualquier investigación, por lo que serán detalladamente evaluados en este estudio.

### **3. ANTECEDENTES**

**Y**

**JUSTIFICACION**

## **2. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN**

La elección adecuada del material restaurador es crucial para el éxito a largo plazo de las prótesis implantosoportadas atornilladas de arcada completa. En un contexto de innovación constante en materiales dentales, es esencial realizar una evaluación exhaustiva de las diferentes combinaciones de materiales disponibles para su confección. La tendencia actual hacia restauraciones libres de metal y monolíticas, impulsada por los avances en tecnologías CAD-CAM y una creciente demanda estética, así como por la preocupación de algunos pacientes sobre los efectos sistémicos de los metales en las prótesis, subraya la necesidad de explorar alternativas sin metal.

La aparición de nuevos materiales libres de metal, como polímeros de alto rendimiento y circonios de última generación propuestos para este tipo de prótesis, plantea la necesidad de un análisis profundo de su comportamiento mecánico. La experiencia clínica con estos materiales es limitada, y los estudios in vitro que evalúen su resistencia en tratamientos complejos como prótesis sobre implantes de arcada completa con cantiléver son escasos, por lo que persiste la incertidumbre sobre su rendimiento a largo plazo. Por consiguiente, es fundamental analizar propiedades como la resistencia a la fractura, la flexión, deformación y rugosidad, en prótesis fabricadas mediante procedimientos de laboratorio estandarizados, y sometidas a procesos de envejecimiento artificial y mecánico, con el fin de predecir su desempeño en la boca.

La presente investigación ayudará a elucidar la mejor combinación de materiales basándose en sus propiedades mecánicas, así como definir el diseño y el grosor óptimo para la confección de prótesis atornilladas de arcada completa sobre implantes. Además, el estudio busca proporcionar una base sólida para la toma de decisiones clínicas en la

selección de materiales, considerando los requerimientos técnicos para cada caso particular.

## **4. OBJETIVOS**

## 4. OBJETIVOS

El **objetivo principal** de esta tesis doctoral es evaluar los valores de resistencia a la flexión de los materiales de estudio seleccionados para la confección de prótesis fijas implantosoportadas atornilladas de arcada completa (PFIAC), en dos longitudes de cantiléver de 7,5 mm y 15 mm, tras envejecimiento químico y mecánico.

Los **objetivos secundarios** planteados en la presente investigación fueron los siguientes:

2. Evaluar los valores de resistencia a la fractura del recubrimiento (chipping) en los grupos bicapa, y las diferencias existentes entre sí, en ambas longitudes de cantiléver.
3. Analizar la deformación del cantiléver durante el ensayo de flexión en la longitud de 7,5mm y 15 mm, respectivamente.
4. Evaluar el efecto del termociclado en la rugosidad de los materiales de estructura de los grupos sin metal.

# **5. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

## 5. HIPÓTESIS

En el presente estudio se plantearon las siguientes *hipótesis nulas* ( $H_0$ ):

- **H<sub>01</sub>**. No existirán diferencias significativas en la **resistencia a la flexión** de las prótesis entre los distintos grupos independientemente del tipo de material y de la longitud del cantiléver.
  
- **H<sub>02</sub>**. No existirán diferencias significativas en la resistencia a la **fractura del recubrimiento** entre los grupos bicapa independientemente del tipo de material y de la longitud del cantiléver.
  
- **H<sub>03</sub>**. No existirán diferencias significativas entre los distintos grupos en la **deformación** del cantiléver de 7,5 mm y 15 mm de longitud, respectivamente.
  
- **H<sub>04</sub>**. El termociclado no afectará la **rugosidad superficial** de los materiales investigados.

## **6. MATERIAL Y MÉTODOS**

## **6. MATERIAL Y MÉTODOS**

El presente trabajo de investigación se ha llevado a cabo en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Como resumen del procedimiento, para este estudio in-vitro se utilizó un modelo maestro de titanio con cuatro pilares transeptiliales en las posiciones de 35.32.42.45, diseñado y mecanizado en una sola pieza. Sobre este modelo, se diseñaron y fabricaron 30 prótesis sobre implantes de arcada completa con cantiléver bilateral (7,5mm y 15mm) divididas en seis grupos según las distintas combinaciones de materiales utilizadas. Los materiales para las estructuras incluyeron el PEEK con refuerzo cerámico, circonio de 5ª generación, cromo-cobalto y titanio, y para los recubrimientos, se emplearon resina compuesta, composite fresado, porcelana feldespática y cerámica vítrea de disilicato de litio, con la excepción del grupo de circonio monolítico. Se realizaron tres diseños, uno a volumen completo para el grupo monolítico, y dos con reducciones para los recubrimientos convencionales y fresados.

Se evaluó la textura superficial (rugosidad) de las estructuras después del procedimiento de fabricación en el laboratorio, y tras un envejecimiento artificial mediante 10,000 ciclos de termociclado. Posteriormente, las muestras se sometieron a una carga cíclica durante 300,000 ciclos para su envejecimiento mecánico, y por último a un ensayo de flexión hasta rotura para evaluar su resistencia. Los resultados obtenidos

con las diferentes combinaciones de materiales y diseños para cada cantiléver se compararon estadísticamente, con el fin de determinar la opción más adecuada para este tipo de prótesis.

Esta investigación ha recibido financiación parcial a través de un contrato artículo 83, N.º OTRI 289-2019, establecido entre la empresa Bredent Group ® (Bredent GmbH & Co, Senden, Alemania) y nuestro grupo de investigación de la Universidad Complutense de Madrid. Adicionalmente, hemos contado con el apoyo de la empresa Avinent (Avinent, Santpedor, Barcelona), la cual aceptó nuestra propuesta de protocolo de estudio y colaboró en la fabricación de las estructuras de circonio en su centro de fresado. Los documentos correspondientes a ambos acuerdos de incluyen en los anexos.

## **6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO**

La presente investigación se ha diseñado como un estudio analítico, comparativo y experimental in-vitro, con el objetivo de evaluar las propiedades mecánicas de prótesis sobre implantes de arcada completa con cantiléver fabricadas con distintos materiales de estructura y recubrimiento. La investigación se centra en dos aspectos principales: la rugosidad superficial y la resistencia a la flexión de las prótesis.

### **6.1.1 VARIABLES DE ESTUDIO**

Las **variables independientes o categóricas** identificadas para este estudio incluyen el tipo de material utilizado en las prótesis y el tipo de cantiléver (7,5 mm y 15 mm). Estas variables fueron seleccionadas por su potencial influencia en las propiedades mecánicas de las prótesis sobre implantes de arcada completa.

Por otro lado, las **variables dependientes o numéricas** evaluadas son la resistencia a la flexión (fuerza máxima o F Max), la resistencia a la fractura del recubrimiento (fuerza mínima o F chipping), la deformación (dL), y la rugosidad superficial (Sa y Sz). Estas variables permitirán evaluar el comportamiento mecánico de las prótesis bajo condiciones simuladas de uso, proporcionando datos cuantitativos sobre su rendimiento y durabilidad.

**Tabla 1.** Variables de Estudio.

Variables Independientes	Variables Dependientes
Tipo de material	Fuerza Maxima (N)
	Fuerza Chipping (N)
Longitud del cantiléver	Deformación (mm)
	* Rugosidad superficial ( $\mu\text{m}$ )

\* Variable evaluada en el Ensayo de Rugosidad

### 6.1.2 ESTRUCTURA DEL ESTUDIO

La presente investigación se divide en dos partes principales:

**1. Evaluación de la Resistencia a la Flexión y Deformación:** Es el objetivo principal del estudio, por lo que en primer lugar se detallarán los grupos de estudio, materiales, y diseños específicos empleados para evaluar la resistencia a la flexión de las prótesis. Se describirán los métodos de ensayo utilizados, incluyendo la preparación de las muestras, el procedimiento de envejecimiento artificial y mecánico, y la realización de los ensayos de flexión hasta rotura.

**2. Análisis de la Rugosidad Superficial:** Como un ensayo complementario, esta sección se enfocará en la evaluación de la textura superficial de las prótesis. Se explicará la selección de grupos específicos, con tamaños de muestra diferentes al estudio principal,

los materiales implicados, y la metodología empleada para medir la rugosidad superficial de las prótesis después de su fabricación y tras el proceso de envejecimiento artificial.

## **6.2 DESCRIPCION Y TAMAÑO DE LA MUESTRA**

La muestra consistió en prótesis mandibulares de 11 unidades cada una, con interfases de titanio cementadas y cantiléver bilateral, fabricadas mediante tecnología CAD/CAM.

### **6.2.1 CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL (RESISTENCIA)**

Para el análisis de la **resistencia a la flexión** de las prótesis, se realizó un cálculo del tamaño muestral utilizando el software G\*power versión 3.1.9.6 (Universidad Heinrich-Heine, Düsseldorf, Alemania), empleando un enfoque a dos colas. Este cálculo se basó en la diferencia esperada en la resistencia flexural promedio entre dos materiales incluidos en la presente investigación: el polímero BioHPP y una aleación de titanio (167). Se determinó que el tamaño de muestra requerido para alcanzar un poder estadístico del 80% y un nivel de significancia de 0,05 era de 5 unidades muestrales por grupo (n=5).

## **6.3 SELECCIÓN DE MATERIALES DE ESTUDIO**

### **6.3.1 MATERIALES EMPLEADOS PARA LAS ESTRUCTURAS**

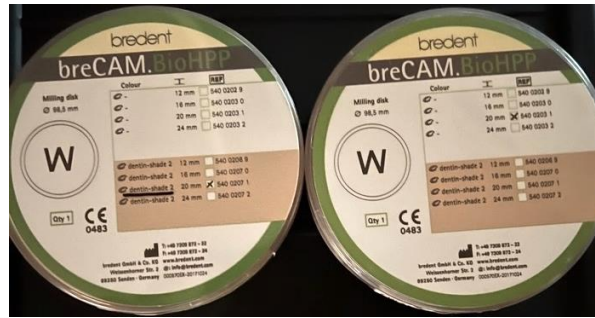
Los materiales seleccionados para esta investigación pertenecen a los tres principales tipos de materiales: metales (Cromo-cobalto y Titanio), polímeros (BioHPP)

y cerámicas (circonios de quinta generación), y han sido seleccionados por sus excelentes propiedades mecánicas, cruciales para el éxito de las PFIAC. Todos los discos CAD/CAM empleados en esta investigación han sido cedidos por la casa comercial Bredent (Bredent GmbH & Co).

#### **A) Polímero de Alto Rendimiento BioHPP**

Para este estudio, se seleccionaron los discos BreCAM de BioHPP® en tono dentina A2, con dimensiones de 98.5 mm de diámetro y 20 mm de grosor, fabricados por Bredent. El **BioHPP** (Bio High Performance Polymer) es un biopolímero de PEEK reforzado con cerámica (20-30% TiO<sub>2</sub>) que presenta propiedades muy ventajosas como una buena estética, alta biocompatibilidad, estabilidad química, buena resistencia, y un módulo de elasticidad similar al hueso (4 GPa), que le otorga flexibilidad (113,121,167,168). Requiere un material de recubrimiento, siendo la resina compuesta la opción preferida por su excelente adhesión y propiedades estéticas, complementando las capacidades del BioHPP para ofrecer soluciones protésicas de alta calidad y apariencia natural (105,169).

La elección del BioHPP para este estudio se fundamenta en su capacidad para ofrecer una alternativa viable al metal en prótesis sobre implantes de arcada completa. Su alta biocompatibilidad reduce el riesgo de reacciones adversas, mientras que su estabilidad química y resistencia aseguran una durabilidad a largo plazo de las prótesis (168). Además, su bajo módulo de elasticidad favorece una mejor distribución de las cargas masticatorias, minimizando el riesgo de fractura o fallo de la prótesis (113).



*Figura 6. Discos BioHPP Dentina A2*

**B) Circonios de 5ª Generación:** En este estudio se han seleccionado los discos de óxido de circonio presinterizado de Breident, Luxor Z Frame® (ZF), en color blanco, y Luxor Z True Nature® (ZTN), en tono A3. Son circonios translúcidos de última generación diseñados para el fresado CAD/CAM de restauraciones ya sean de contorno completo o con recubrimiento. Representan la vanguardia en la evolución del circonio, perteneciendo a la quinta generación del material Tosoh® (polvo de circonio de primera clase). Los discos se fabrican aplicando la tecnología CIP (prensado isostático en frío) y se presinterizan a temperaturas bajas, de manera homogénea lo que garantiza una alta densidad, otorgando al material una considerable resistencia a la flexión.

La elección de estos materiales se fundamenta en sus propiedades excepcionales que incluyen una estética mejorada, resistencia excelente, alta biocompatibilidad, mínima acumulación de placa bacteriana, baja corrosión, resistencia a la deformación, y compatibilidad con todas las cerámicas del mercado (67,170,171). Se comercializan en dos ediciones, monocromáticas o multicapas. Según el fabricante son adecuados para todo tipo de indicaciones, desde coronas individuales monolíticas en la parte anterior a restauraciones múltiples con puentes monolíticos y rehabilitaciones de arcada completa.

**Luxor ZF**, posee una resistencia a la flexión superior a 1100 MPa en su versión White, destacando por su robustez y se ha utilizado para el grupo de circonio con recubrimiento cerámico. Por otro lado, **Luxor Z TN** es un circonio multicapa con

distintos grados de translucidez siendo más translúcido hacia el área incisal. La fusión de todas sus capas le otorgan una translucidez y color homogeneizados que imitan el aspecto del diente natural. Su resistencia a la flexión es de 1100 MPa en la zona cervical (dentina) y 750 MPa en la zona incisal (esmalte). La zona dentina es fuerte y la zona esmalte es muy translúcida, esta combinación de estética y resistencia hace que sea ideal para restauraciones monolíticas, y en esta investigación se ha utilizado para el grupo de circonio monolítico.

La inclusión de estos circonios de quinta generación en nuestro estudio se justifica por su potencial para mejorar la calidad y durabilidad de las prótesis sobre implantes, ofreciendo alternativas más estéticas y funcionales en comparación con los materiales tradicionales. Su avanzada composición y propiedades mecánicas los posicionan como materiales óptimos para enfrentar los desafíos clínicos actuales.



*Figura 7. Discos Luxor Z Frame A3 (a la izquierda), y Luxor Z True Nature A3 (a la derecha)*

**C) Aleaciones metálicas:** En el presente estudio se optó por incluir discos de aleaciones metálicas de alta calidad, específicamente de titanio grado 5, denominado “DC Titan<sup>®</sup>”, y de Cromo-Cobalto “Eisenhammer Frame<sup>®</sup>” ambos suministrados por Bredent. Estas aleaciones cumplen con la clasificación tipo 4 de la norma ISO 22674, lo que indica su alta resistencia y durabilidad. Una característica distintiva para su selección fue la ausencia de níquel en su composición, evitando así el riesgo de reacciones alérgicas

asociadas a este metal. La elección de estas aleaciones se fundamenta en su probada eficacia y seguridad clínica, representando una opción confiable para prótesis implantosoportadas de arcada completa que requieren la fortaleza y estabilidad propias de los metales (59,89).



**Figura 8.** Discos DC Titan Grade 5 (a la izquierda), y Eisenhammer Frame (a la derecha)

Las composiciones de los materiales para estructuras se detallan en la Tabla 2.

**Tabla 2.** Resumen de los materiales experimentales, abreviaturas de los grupos y composiciones.

Nombre	Abrev.	Nº lote	Material	Composición química
BioHPP	B	517877	PEEK	Poliéter éter cetona con un relleno cerámico del 20%*
BioHPP Plus	BP	-	PEEK	Poliéter éter cetona con un relleno cerámico del 25%*
Luxor Z Frame	ZF	210316A3	Circonio	94-95% ZrO <sub>2</sub> , 4.5-5.5% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% otros óxidos
Luxor Z True Nature	ZTN	220212A3	Circonio	90-95% ZrO <sub>2</sub> , 4-10% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≤ 0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% otros óxidos
DC Titan Grade 5	TI	5045710422	Titanio Grado 5	Titanio 89.4%, Aluminio 6.2%, Vanadio 4%, otros componentes <0.4%
Eisenhammer Frame	CrCo	11600	Cromo-Cobalto	Cobalto 66%, Cromo 27%, Molibdeno 6%, otros componentes <1%

\*TiO<sub>2</sub> y pigmentos inorgánicos. El BP no tiene número de lote por ser una nueva formulación.

### 6.3.2 MATERIALES EMPLEADOS PARA LOS RECUBRIMIENTOS

## A) Resinas compuestas:

Las resinas compuestas destacan por su excelente desempeño y estética y son una opción preferente para el recubrimiento de prótesis sobre implantes. Están compuestas por una matriz orgánica, una inorgánica y un agente de unión silano, que asegura la cohesión entre los componentes. En el presente estudio se han utilizado los siguientes materiales de composite, en tono A2, suministrados por Bredent (Bredent GmbH & Co).

- Resina Compuesta Crea.lign®: Es un composite de nanorelleno fotopolimerizable compuesto de un 50% de partículas cerámicas opalescentes y una matriz de oligómero de alta resistencia. Ofrece unas propiedades excelentes para el pulido y una elevada resistencia a la placa y la abrasión. Diseñada para el revestimiento de estructuras de metal, circonio y BioHPP, Crealign está disponible en pasta y gel fluido, ambas versiones con las mismas propiedades estéticas y mecánicas. La aplicación del material requiere una fotopolimerización entre capas de 180 segundos, y final de 360 segundos.
- HIPC® (High Impact Polymer Composite): Este composite de alto impacto, disponible en discos para fresado, se utilizó en tono A2. Es ideal para prótesis sobre implantes que requieran resistencia y durabilidad.



Figura 9. Composite Fluido Crealign (a la izquierda), y disco de composite HIPC A2 (a la derecha)

## B) Cerámicas:

El material para los recubrimientos cerámicos fue aportado por el laboratorio Aragonese. En este estudio se han utilizado las siguientes cerámicas, en tono A2.

- Cerámica Feldespática: Vita VMK Master®, representa el material tradicional para el recubrimiento de las prótesis sobre implantes, ofreciendo una unión y durabilidad probada a largo plazo.
- Cerámica Vítrea de Disilicato de Litio de baja fusión: Se seleccionó IPS emax Ceram® (Ivoclar Vivadent), una cerámica de vidrio fluorapatita, disponible en forma de polvo-líquido, es conocida por su excelente estética y resistencia. Es el material de elección para el recubrimiento del circonio.



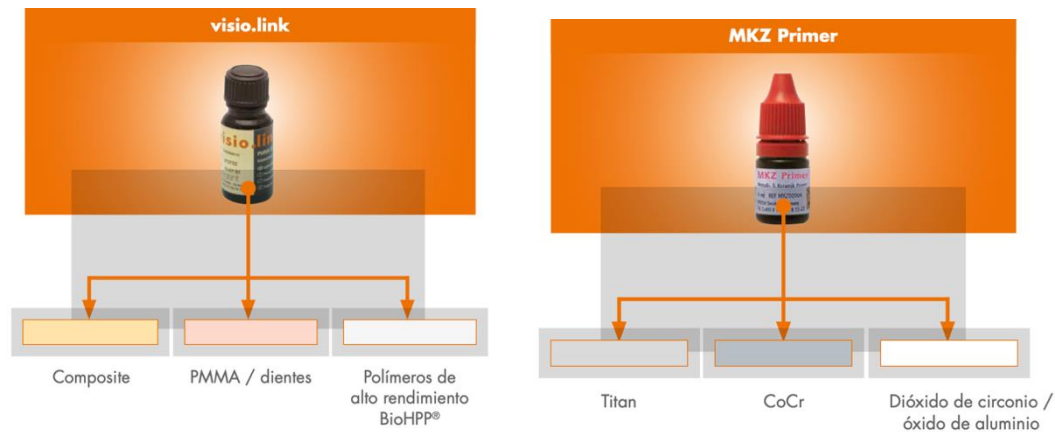
*Figura 10. Cerámica Vita VMK Master (a la izquierda), y Cerámica e.max Ceram (a la derecha).*

### **6.3.3 MATERIALES EMPLEADOS EN EL ACONDICIONAMIENTO DE LAS PROTESIS**

Los materiales descritos en este apartado, así como, los aditamentos protésicos, fueron cedidos por la casa comercial Bredent (Bredent GmbH & Co). A continuación se detalla cada tipo de material y su uso específico.

#### **Adhesivos:**

- Visio.Link®: Adhesivo fotopolimerizable para PMMA, Composite, PEEK, BioHPP.
- MKZ-Primer® Adhesivo para titanio, metal no noble y óxido de circonio. No necesita fotopolimerización.



**Figura 11.** Adhesivo Visio.link (a la izquierda), y MKZ (a la derecha).

### **Opaquers**

- **Combo.lign®**: Opaquer de curado dual se mezcla en proporción 1:1 (pasta opaquer: pasta catalizadora). Es primer & bonding y hay que fotopolimerizarlo 180 segundos.
- **Crea.lign Opaker®**: Opaquer con mayor cobertura, fotopolimerizar 180 segundos. color dentina A2.

### **Cemento**

- **DTK- KLEBER®**: Cemento de resina dual indicado para la unión de todos los materiales protésicos.

### **Pulido**

- **Visio.lign Tool Kit®**: Set para el repasado, prepulido y pulido de alto brillo.

### **Aditamentos**

- Interfases de titanio “**SKY Fast & Fixed®**” cofia protésica CAD/CAM oclusal REF. SKYFFPKC (Lote 519907).

## **6.4 GRUPOS DE ESTUDIO**

En este estudio, se evaluó la resistencia a la flexión de prótesis sobre implantes de arcada completa con cantiléver mediante el análisis de seis grupos distintos,

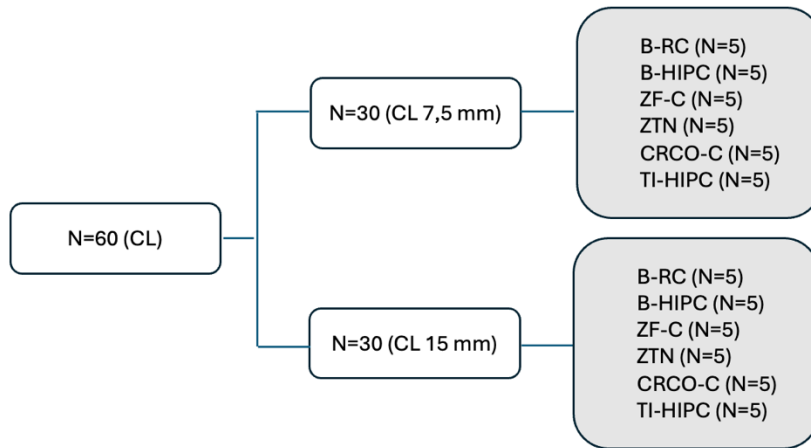
representando diversas opciones de materiales para este tipo de prótesis. Se fabricaron un total de 30 prótesis con dimensiones estandarizadas. Los grupos incluyen cinco grupos experimentales y un grupo control, con cinco especímenes por grupo, sumando un total de 30 especímenes (n=30; n=5 por grupo). A su vez, cabe destacar que cinco grupos están compuestos con una combinación de dos materiales, uno de estructura y otro de recubrimiento, y un grupo es monolítico sin recubrimiento adicional.

El grupo compuesto por prótesis de Cromo Cobalto con recubrimiento cerámico (CRCO-C), fue seleccionado como “grupo control” por su alta tasa de supervivencia, la cual lo establece como el “Gold standard” en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC) (12). La distribución de los grupos y materiales se detallan en la siguiente tabla.

**Tabla 3: Grupos de Estudio**

	GRUPO	MATERIALES	MARCAS	FABRICANTE
<b>5 Grupos Experimentales</b> (n=5)	<b>B-RC</b>	BioHPP-Resina Compuesta	BioHPP	Bredent GmbH & Co, Senden, Alemania
			Crealign	
	<b>B-HIPC</b>	BioHPP-Composite Fresado	BioHPP	Bredent GmbH & Co
			HIPC	
	<b>ZF-C</b>	Circonio-Cerámica	Luxor Z Frame	Bredent GmbH & Co
			IPS emax Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	<b>ZTN</b>	Circonio Monolítico	Luxor Z True Nature	Bredent GmbH & Co
	<b>TI-HIPC</b>	Titanio-Composite Fresado	DC Titan Grade 5	Bredent GmbH & Co
HIPC				
<b>1 Grupo Control</b> (n=5)	<b>CRCO-C</b>	Cromo Cobalto – Cerámica	Eisenhammer Frame	Bredent GmbH & Co
			Vita VMK Master	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania

Para las pruebas mecánicas las 30 PFIAC se evaluaron en cada uno de los extremos en cantiléver (CL). Por tanto, la muestra fue de  $n=60$  centrándose en los CL como unidad de análisis para obtener una interpretación adecuada de los datos.



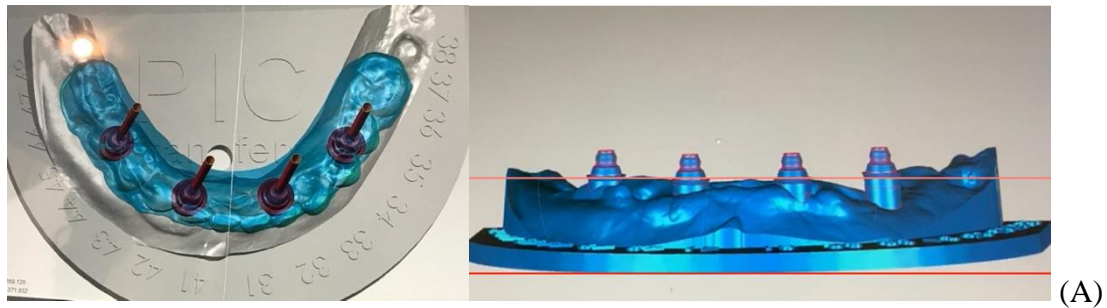
*Figura 12. Diagrama de distribución de muestras para ensayos mecánicos.*

## 6.5 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL MODELO MAESTRO

Se diseñó un modelo maestro en forma de mandíbula edéntula, basándose en la anatomía del reborde alveolar y los tejidos blandos de un paciente real. Este diseño se realizó a partir de una tomografía computarizada (TC) con implantes situados en las posiciones 3.5, 3.2, 4.2 y 4.5. Sobre estos implantes, se colocaron virtualmente cuatro pilares transeptiliales rectos “Fast & Fixed”<sup>®</sup> (Bredent GmbH & Co) mediante geometría con el software Geomagic Design X (3D Systems, Darmstadt, Alemania). La disposición de los pilares se realizó de manera que todos quedaran a la misma altura y paralelos a la base del modelo, con el fin de minimizar variables que pudieran influir en los resultados de las pruebas mecánicas.

El diseño final se materializó en un modelo metálico de titanio mecanizado, integrando los pilares transeptiliales en una única pieza. Se eligió el titanio de grado 4

por su alta resistencia para asegurar la durabilidad durante las pruebas mecánicas, y por ser el material utilizado en los componentes originales.



*Figura 13. (A): Diseño del modelo; (B): Modelo mecanizado de titanio*

### **6.5.1 DIGITALIZACIÓN DEL MODELO**

Para la digitalización del modelo maestro, se colocaron cuatro scanbodies, con la referencia SKYFSCIE y N.º de lote 453371 (Bredent GmbH & Co), sobre los pilares Fast & Fixed®. Para facilitar el proceso de escaneo y minimizar la interferencia de reflejos, se aplicó un spray blanco “Scan Spray” (Kuss Dental) sobre la superficie del modelo. La captura digital se llevó a cabo utilizando un escáner extraoral de laboratorio.



*Figura 14. (A): Modelo con scanbodies; (B): Modelo con scanbodies digitalizado*

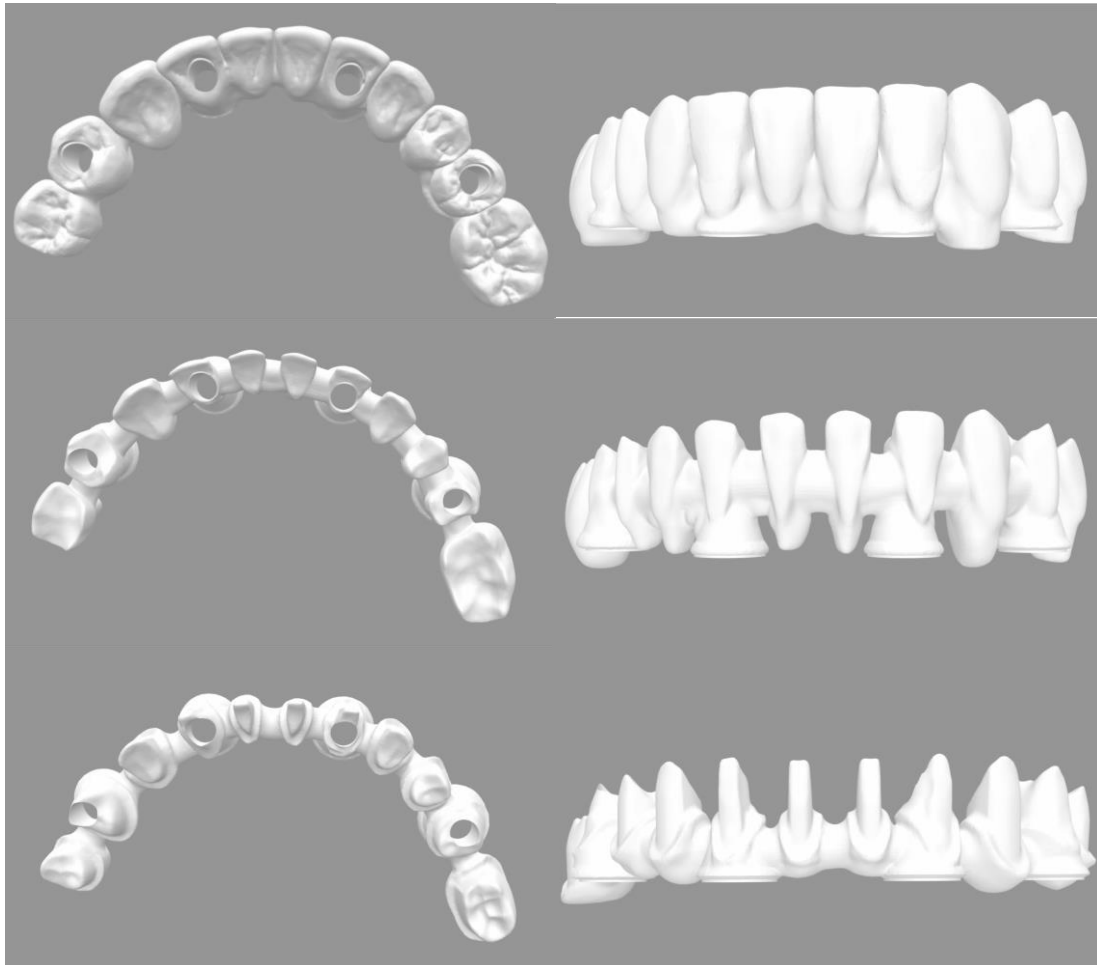
## **6.6 DISEÑO Y CONFECCION DE LAS MUESTRAS**

### **6.6.1 DISEÑO DE LAS PRÓTESIS (FASE CAD)**

Se realizó un diseño asistido por ordenador (CAD) para una prótesis mandibular atornillada de arcada completa de 11 unidades con cantiléver bilateral. Específicamente, se diseñó un cantiléver de 7,5 mm en el lado izquierdo, simulando un segundo premolar, y un cantiléver de 15 mm en el lado derecho, representando un primer molar. Este diseño inicial, que posee una anatomía de contorno completo se denominó “STL volumen total”, y fue establecido como el diseño maestro.

A partir de este diseño maestro, se generaron dos variantes adicionales para adaptarse a diferentes tipos de recubrimiento. El primero, un diseño “STL volumen

reducido”, se utilizó para las estructuras que necesitaban un recubrimiento convencional. El segundo, un diseño “STL con muñones”, se empleó para los grupos que requerían un recubrimiento de composite fresado. El espacio para estos recubrimientos fue de entre 1,5 mm y 2 mm.



**Figura 15.** *STL volumen total (fila superior), STL volumen reducido (fila intermedia) y STL muñones (fila inferior)*

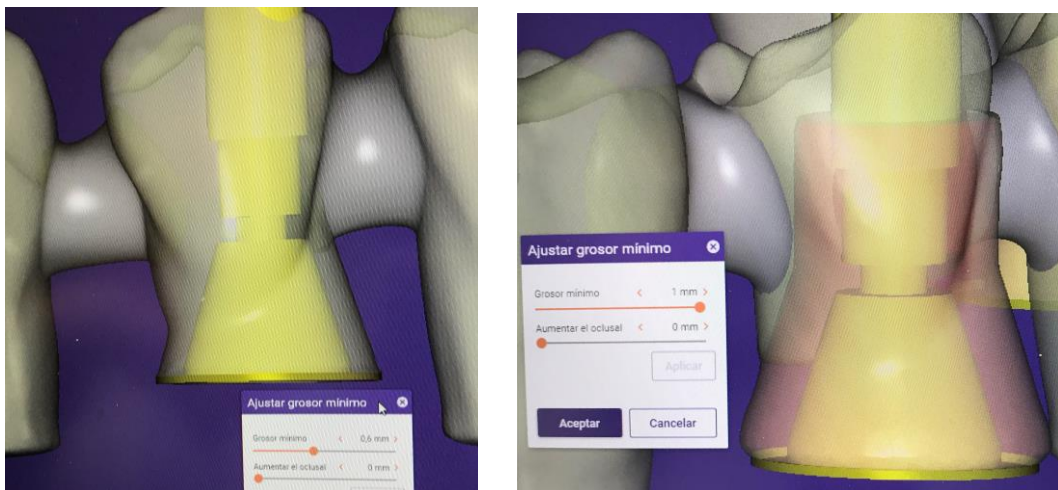
Para los grupos destinados a recibir un recubrimiento de composite fresado, se desarrolló un diseño adicional enfocado en la supraestructura. Esto precisó el mecanizado del archivo "STL de la estructura con muñones", para obtener así la infraestructura de base. Posteriormente, se digitalizó una de estas estructuras mecanizadas para proceder al diseño de la supraestructura, la cual fue cuidadosamente adaptada a la infraestructura

existente. Este proceso implicó copiar la anatomía del diseño maestro, asegurando así que la supraestructura mantuviera las mismas dimensiones que el "STL volumen total".

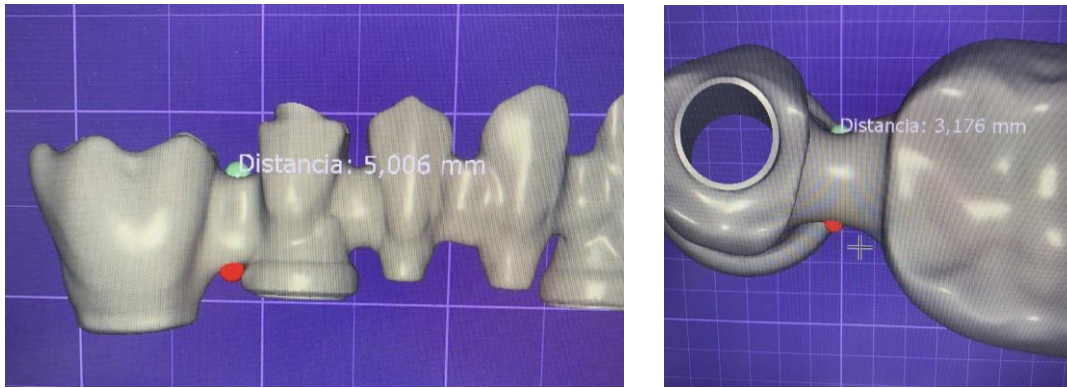
Es importante destacar que el diseño de todas las estructuras se realizó siguiendo las recomendaciones del fabricante en cuanto al grosor mínimo requerido alrededor de las interfases de los pilares próximos a los cantilévers. Estas especificaciones varían según el tipo de material utilizado y la longitud de cada cantiléver. Para proporcionar una referencia clara de estas especificaciones, se incluye una tabla que detalla la distribución de los tipos de diseño asignados a cada grupo, junto con las dimensiones empleadas.

**Tabla 4:** Grupos, materiales, tipo de diseño y grosores mínimos para cada cantiléver.

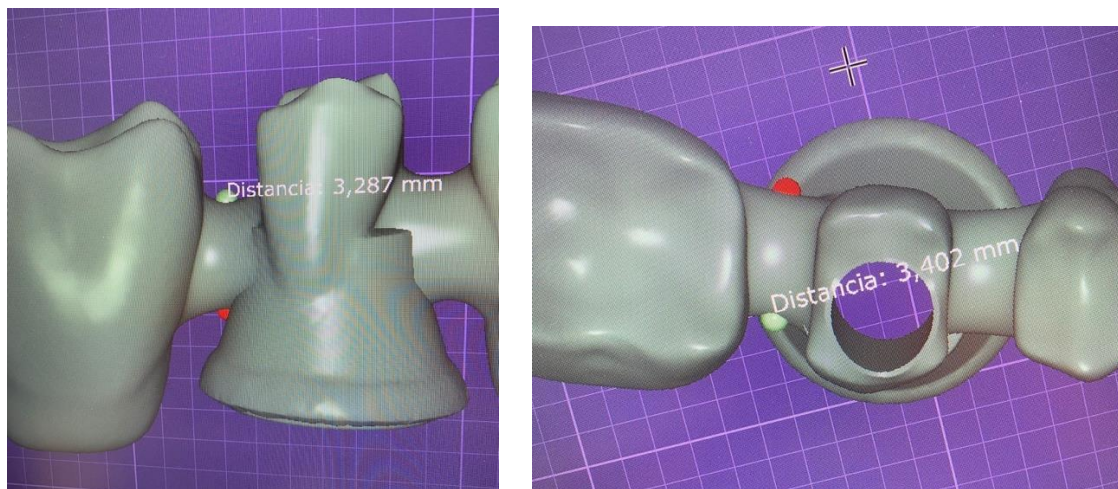
GRUPOS	MATERIALES	DISEÑO	CL CORTO	CL LARGO
G.B-RC	BioHPP-Composite pasta	reducido	0,6mm	1mm
G.B-HIPC	BioHPP-HIPC (composite fresado)	muñones	0,6mm	1mm
G.ZF-C	Circonio-Cerámica	reducido	0,7mm	1mm
G.ZM	Circonio Monolítico	volumen total	0,8mm	1mm
G.Ti-HIPC	Titanio-HIPC (composite fresado)	muñones	0,6mm	1mm
G.CC-C	Cromo Cobalto-cerámica	reducido	0,6mm	1mm



**Figura 16.** Grosores mínimos BioHPP: 0,6mm para el CL de 7,5 mm (izquierda), y 1mm para el CL de 15mm (derecha)



**Figura 17.** Dimensiones conectores diseño STL reducido en CL de 15mm



**Figura 18.** Dimensiones conectores diseño STL muñones en CL de 15 mm

Las estructuras protésicas se diseñaron teniendo en cuenta las propiedades específicas de cada material. Para las estructuras fabricadas en BioHPP, Titanio y Cromo-Cobalto, se aplicaron las dimensiones predeterminadas, mientras que, las estructuras de Circonio se diseñaron con un incremento del 20% de tamaño para compensar la contracción que ocurre durante el proceso de sinterización (171).

El proceso de diseño de todas estas estructuras fue llevado a cabo por un técnico especializado en CAD, perteneciente al laboratorio Aragonese CPD (Aragonese, Madrid, España). Los diseños se realizaron utilizando la versión 2.4 del software de exocad (Exocad Plovdiv GmbH, Darmstadt, Alemania).

### 6.6.2. PROTOTIPOS DE PMMA

Para preservar la integridad del modelo maestro original, se fabricó una réplica exacta en PMMA, incluyendo los análogos de los pilares Fast & Fixed®. Esta réplica permitió realizar los procedimientos de laboratorio necesarios para el recubrimiento y cementado de las estructuras protésicas sin dañar el modelo original.



*Figura 19. Réplica del Modelo Maestro en PMMA con los análogos de los pilares atornillados*

Antes de proceder con la fabricación de las estructuras definitivas, se crearon tres prototipos en PMMA para cada uno de los diseños previamente elaborados: volumen total, volumen reducido y estructura con muñones. Este paso resultó ser crucial para verificar que las dimensiones de los prototipos se ajustaban fielmente a los diseños y cumplían con los requisitos específicos del estudio.

Las mediciones de los prototipos se llevaron a cabo utilizando un calibre digital (Dexter). La longitud de los cantilévers se midió desde la parte distal del orificio de acceso al tornillo hasta su extremo (172). Además, se verificaron los grosores mínimos requeridos alrededor de los pilares distales para cada tipo de material, y se registraron las dimensiones (altura y grosor) de los conectores situados más próximos a los segmentos en voladizo.



*Figura 20. Prototipo de PMMA volumen total, comprobación del ajuste pasivo y longitud del CL*

### **6.6.3 FABRICACIÓN DE LAS PRÓTESIS (FASE CAM)**

#### **A) Confección de las Estructuras**

Las estructuras protésicas se fabricaron a partir de los diseños generados en archivos STL, empleando técnicas de mecanizado asistido por ordenador (CAM).

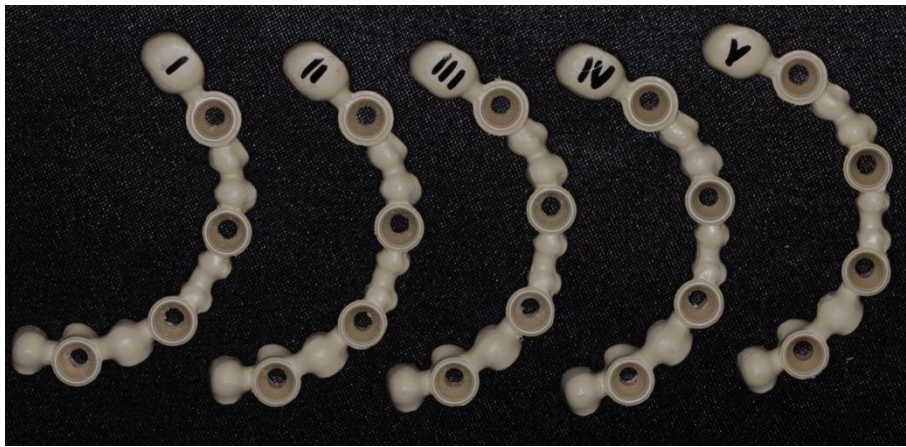
El proceso de mecanizado fue seguido por una verificación rigurosa para confirmar que todas las estructuras cumplieran con los requisitos de grosor mínimo alrededor de los pilares distales, específicos para cada material utilizado. Esta verificación, se realizó con un calibre de grosor sin las interfases colocadas (Figura). Además, un operador especializado revisó meticulosamente cada estructura para verificar el ajuste pasivo sobre los pilares, el acabado superficial, y la longitud de los cantilévers solo en las estructuras monolíticas.

El mecanizado de las estructuras se llevó a cabo en tres centros:

- Laboratorio Dental Aragonese CPD

En el laboratorio Aragonese CPD, Madrid, España, se llevaron a cabo los procesos de fresado para las estructuras de BioHPP y las supraestructuras de composite de HIPC. Posteriormente, se mecanizaron las estructuras de BioHPP Plus, material añadido exclusivamente para el ensayo de rugosidad. Todas estas estructuras se fresaron

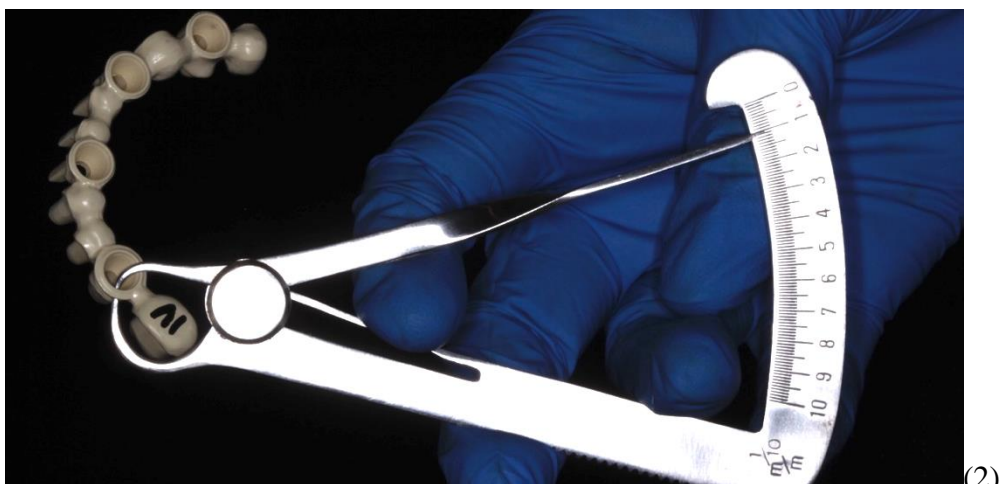
en seco, empleando una unidad de fresado de laboratorio modelo CORiTEC 350i (imes-  
icore GmbH).



*Figura 21. Estructuras de BioHPP sin interfases*



(1)



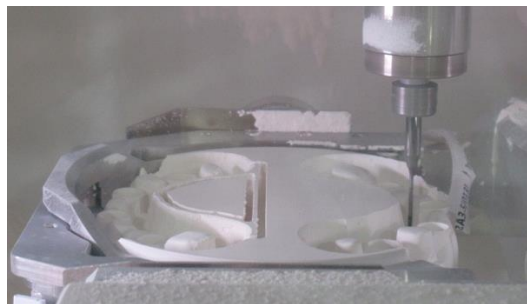
(2)



*Figuras 22-24. 1. Comprobación grosor mínimo CL 7,5mm (0,6 mm); 2. Grosor mínimo CL 15mm (1 mm); 3. Estructuras mecanizadas de BioHPP y Supraestructuras de HIPC.*

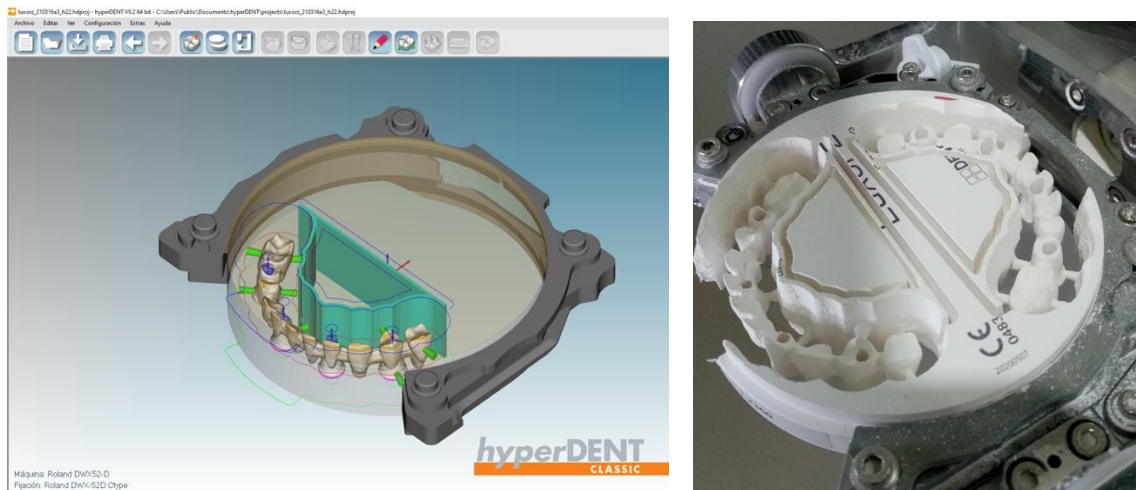
- Centro de Fresado de Avinent

Las estructuras de circonio fueron fabricadas en el centro de producción de Avinent, Barcelona, España. Se procesaron dos tipos de estructuras de circonio a partir de discos presinterizados: cinco unidades de Luxor Z Frame con volumen reducido y otras cinco unidades de Luxor Z True Nature con volumen completo. Para el mecanizado de estas estructuras, se empleó una fresadora asistida por ordenador DWX-52D Roland (3D Biotech) operando en seco y utilizando fresas revestidas de diamante específicas para circonio.

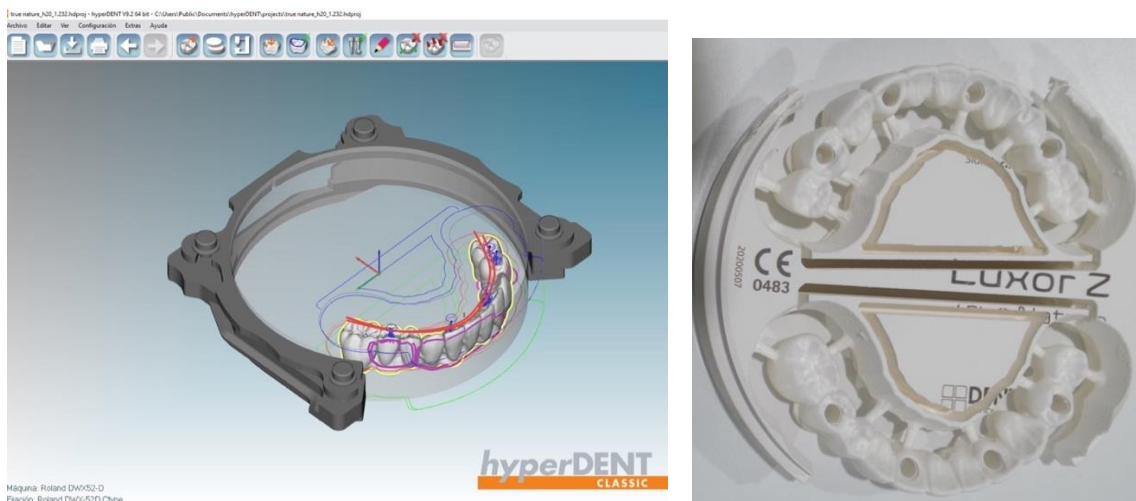


*Figura 25. Proceso de mecanizado en seco del circonio presinterizado*

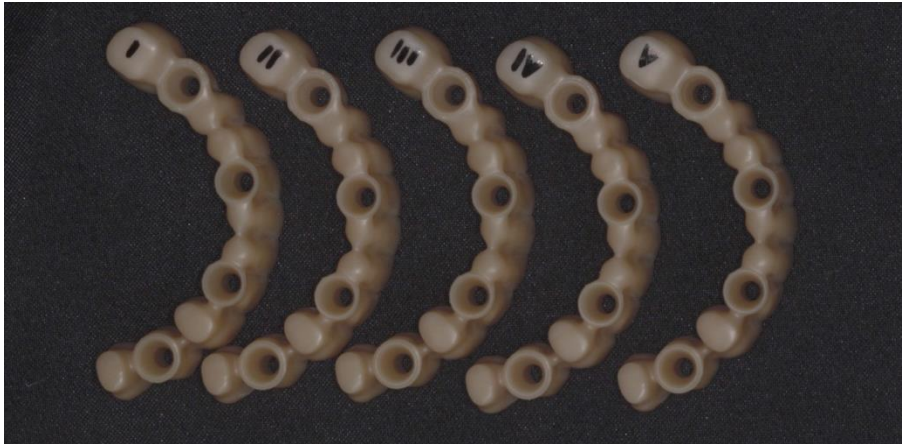
Posteriormente, las estructuras de circonio fueron sometidas a un proceso de sinterización en un horno Programat P510 (Ivoclar Vivadent), siguiendo estrictamente las recomendaciones del fabricante para alcanzar su máxima resistencia. El protocolo de sinterizado diseñado para puentes de más de 7 unidades consistió en un calentamiento gradual a 5 ° C/min hasta alcanzar los 900 ° C, seguido de un incremento más lento a 2 ° C/min hasta llegar a 1500 ° C, con un tiempo de mantenimiento de 120 minutos. Finalmente, el enfriamiento se realizó a 3°C/min hasta los 900 ° C y luego a 7 ° C/min hasta los 300 ° C, con un tiempo total de sinterización de entre 13 y 15 horas.



**Figura 26.** Mecanizado CAM de las estructuras de circonio Luxor ZF (diseño reducido)



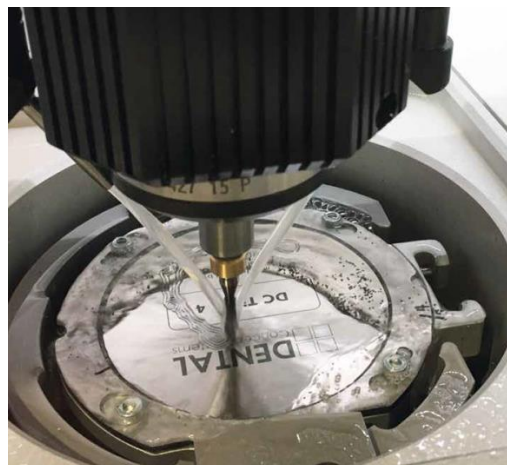
*Figura 27. Mecanizado CAM de las estructuras de circonio Luxor ZTN (diseño volumen total)*



*Figura 28. Estructuras de circonio Luxor ZTN sin interfases*

- Centro de Fresado de Bredent

Las estructuras metálicas, específicamente de Cromo-Cobalto y Titanio, fueron mecanizadas en el Centro de Fresado de Bredent, Sesden, Alemania, a partir de discos CAD/CAM. Este proceso se llevó a cabo utilizando una técnica de fresado en húmedo, la cual es preferida para estos materiales debido a su capacidad para reducir el calor generado durante el mecanizado, preservando así las propiedades mecánicas del metal.



*Figura 29. Proceso de mecanizado en húmedo del Titanio*



*Figura 30. Estructuras de Cromo-Cobalto (a la izquierda) y de Titanio (a la derecha)*

Cada uno de estos centros aportó de manera significativa al proceso de fabricación, asegurando la calidad y precisión de las estructuras protésicas.

## **B) Confección de los Recubrimientos**

Los procedimientos de revestimiento, incluyendo los ciclos de cocción, se llevaron a cabo en el Laboratorio Dental Aragoneses CPD, Madrid, España. Se siguió un protocolo estandarizado, según las recomendaciones del fabricante, para garantizar la uniformidad y calidad de los recubrimientos. Los trabajos fueron realizados por dos técnicos de laboratorio altamente experimentados, quienes previamente recibieron una formación específica sobre el estudio y un dossier con instrucciones detalladas para el manejo de los materiales utilizados. Un técnico fue el encargado de los recubrimientos de composite y cementación de interfases, y el otro se dedicó al revestimiento manual de la cerámica.

Para garantizar la uniformidad en las dimensiones finales de los recubrimientos, se emplearon diferentes herramientas y guías según el material y la técnica de revestimiento. Se utilizó una mufla de silicona transparente para aplicar el composite en pasta, y guías de silicona para estandarizar la aplicación manual de la cerámica. Las supraestructuras de composite fresado de HIPC se mecanizaron previamente siguiendo el

diseño maestro del volumen total y en el caso de las prótesis de circonio monolítico, se aplicó exclusivamente un proceso de glaseado para finalizar su superficie.

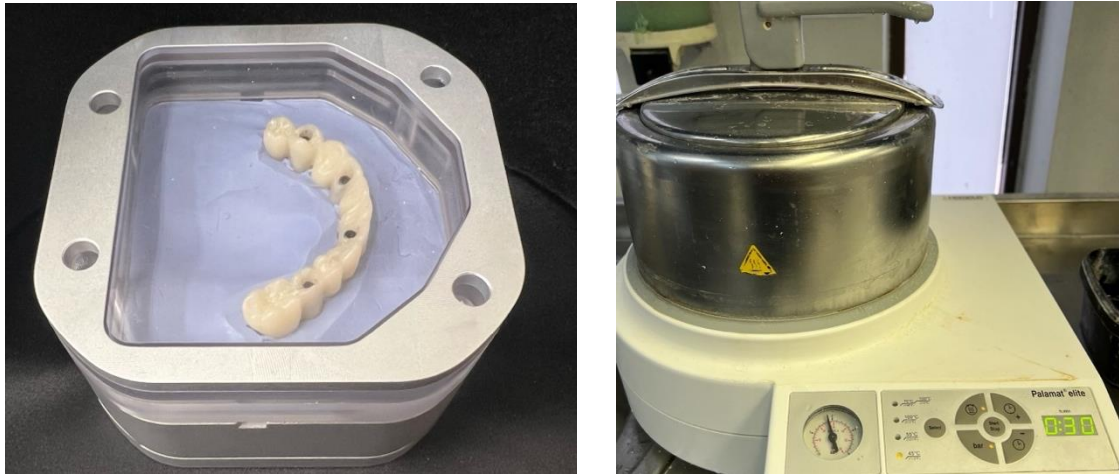
## PROCEDIMIENTO DE CONFECCIÓN DE LAS PRÓTESIS POR GRUPOS

### **a) Grupo Bio.HPP-RC:**

Dado que en este grupo el recubrimiento se aplica de forma manual, se optó por la confección de una mufla de silicona transparente para estandarizar la anatomía de las prótesis. Este proceso incluyó los siguientes pasos:

#### Confección de la Mufla de Silicona Transparente:

1. **Fijación del modelo:** Se colocó el modelo con el prototipo de PMMA a volumen total en la base de la mufla, utilizando silicona pesada de adición Ormalab 85<sup>®</sup> (Major Dental) para asegurar su estabilidad.
2. **Preparación de la Base:** Se aplicó vaselina líquida como aislante sobre la silicona pesada, y se protegieron las chimeneas con cera.
3. **Preparación de la silicona transparente:** La silicona transparente IceLab Super Transparent<sup>®</sup> Catalyst A-Base B (DEI Italia) N.º de lote CL0426, se mezcló en una proporción 1:1 y se vertió en la contra-mufla, cerrándola inmediatamente con los tornillos.
4. **Polimerización:** La mufla cerrada se colocó dentro de un equipo de polimerización por presión (Palamat Elite<sup>®</sup>, Heraeus Kulzer) durante 30 minutos a una presión de 2 atm para su completa polimerización.



*Figura 31. Procedimiento de confección de la mufla de silicona transparente*

#### Acondicionamiento de Estructuras BioHPP:

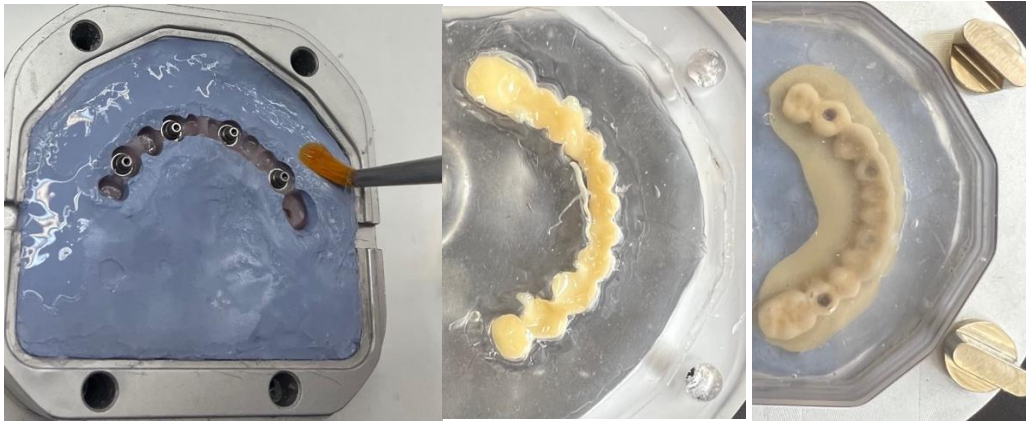
Se realizó un chorreado con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  a una presión de 2 bares con la Arenadora T3 (Mestra) para aumentar la adhesión, seguido de una limpieza de la estructura con pincel y alcohol. Después, se aplicó el adhesivo Visio.link<sup>®</sup> y se fotopolimerizó durante 90 segundos en una unidad de luz Labolight LV-III (G.C Europe). A continuación se aplicó una capa inicial de Combo.Lign Opaquer<sup>®</sup>, un material que actúa como primer y bonding de curado dual, y que requiere una fotopolimerización de 180 segundos, y una fina capa de CreaLign Opaquer<sup>®</sup> (bonding), la cual también se fotopolimerizó 180 segundos.



*Figura 32. Procedimiento de acondicionamiento de estructuras grupo BioHPP-RC*

#### Proceso de Recubrimiento:

Se empleó un separador Multi-SEP<sup>®</sup> (GC Europe) sobre la silicona pesada y se aplicó el composite Crea.lign<sup>®</sup> en la llave de silicona transparente. Se cerró la mufla y se fotopolimerizó el composite durante 6 minutos. El acabado de las muestras se completó con el kit de pulido visio.ling<sup>®</sup> de Bredent. Este método asegura la replicación precisa de la anatomía deseada en cada prótesis.



*Figura 33. Procedimiento de recubrimiento resina compuesta grupo BioHPP-RC.*



*Figura 34. Prótesis terminadas grupo BioHPP-RC.*

#### **b) Grupo Bio.HPP-HIPC:**

En este grupo se combinaron una estructura primaria de BioHPP<sup>®</sup> y una estructura secundaria de composite fresado HIPC<sup>®</sup> para el recubrimiento. Este enfoque se eligió

para aprovechar las propiedades únicas de ambos materiales, buscando optimizar la resistencia y la absorción de cargas.

Acondicionamiento de Estructuras BioHPP: Igual que en el grupo BioHPP-RC.

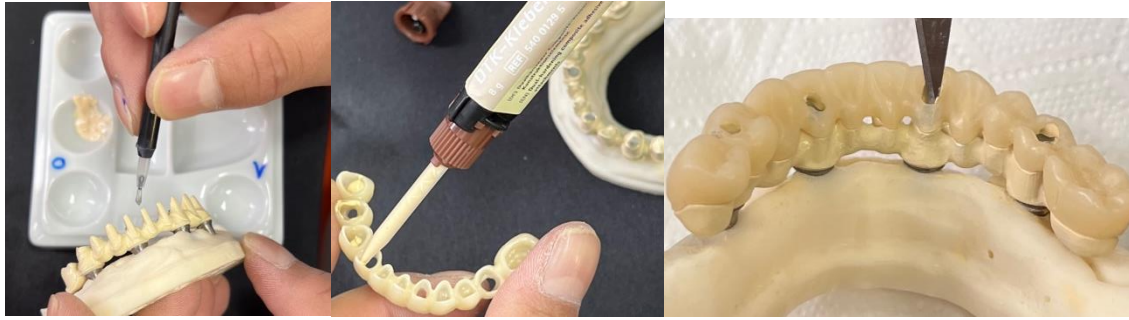
Acondicionamiento de Supraestructuras de HIPC:

Las supraestructuras de HIPC recibieron un tratamiento similar al de las estructuras de BioHPP, incluyendo el chorreado y la limpieza, para asegurar una superficie óptima para el cementado. Después, se aplicó el adhesivo Visio.link®, se polimerizó y se procedió al cementado. El HIPC, permite una excelente adhesión y estética, simplificando el proceso.

Cementado BioHPP – HIPC:

El paso final fue el cementado de la supraestructura HIPC sobre la estructura primaria de BioHPP, utilizando el cemento de polimerización dual DTK Opaco®. Este cemento fue elegido por su compatibilidad con ambos materiales y su capacidad para proporcionar una unión fuerte y duradera. El tiempo de manejo fue de 2 minutos para retirar excesos y el tiempo de polimerización, 3 minutos fotopolimerizando con luz UV.





*Figura 35. Procedimiento de fabricación de prótesis grupo BioHPP-HIPC*

### c) Grupo Circonio-Cerámica:

Tras el sinterizado de las estructuras de circonio Luxor Z Frame<sup>®</sup>, se procedió a la aplicación del recubrimiento cerámico.

#### Acondicionamiento de Estructuras de Circonio:

Dado que el circonio no permite un grabado químico, se realizó un tratamiento mecánico mediante chorreado de partículas de óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  a una presión de 2 bares para crear una superficie adecuada para la adhesión de la cerámica de recubrimiento. Posteriormente, la estructura se limpió con pincel y alcohol para eliminar residuos. Se aplicó un opaquer especial para cerámica Super Porcelain EX-3<sup>®</sup> (Kurakay Noritake Dental Inc.), adecuado para el horno, siguiendo el procedimiento habitual del laboratorio. No se utilizaron los productos de Bredent porque están diseñados para resinas, y no son compatibles con altas temperaturas.

#### Proceso de Recubrimiento:

- **Técnica de Estratificación:** Se utilizó una técnica de estratificación manual para aplicar la cerámica vítrea de disilicato de litio de baja fusión IPS e.max<sup>®</sup> Ceram (Ivoclar Vivadent) tono A2, en forma de polvo-líquido.
- **Guías de Silicona:** Para asegurar la uniformidad en la forma y dimensiones de los revestimientos cerámicos, se usaron guías de silicona que replicaban el contorno completo de la prótesis facilitando así un revestimiento estandarizado.



*Figura 36. Guías de silicona para la confección de los recubrimientos cerámicos*

- **Cocción de Cerámica:** Se llevo a cabo según las indicaciones del fabricante, con temperaturas aproximadas de 800 ° C para las fases de dentina e incisal.
- **Glaseado:** Finalmente, se aplicó un glaseado con Ivocolor® de Ivoclar para mejorar la estética y resistencia superficial de la cerámica.



*Figura 37. Prótesis terminadas grupo Circonio-Cerámica*

#### **d) Grupo Circonio Monolítico:**

Acondicionamiento de Estructuras Circonio: Igual que en el grupo Circonio-Cerámica.

Procedimiento de Glaseado:

Como Luxor Z True Nature<sup>®</sup> es un material multicapa estético, las superficies solo fueron sometidas a un proceso de glaseado, excepto en la zona basal. No se realizó pulido mecánico en las superficies.



*Figura 38. Prótesis terminadas grupo Circonio Monolítico*

#### **e) Grupo Titanio-HIPC:**

En este grupo se combinaron una estructura primaria de Titanio y una supraestructura de composite fresado HIPC.

##### Acondicionamiento de Estructuras de Titanio:

Este proceso comienza con un chorreado con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  y una presión de 3 bares, seguido de una limpieza cuidadosa con un pincel y alcohol. Posteriormente, se aplicó un adhesivo especial para metales, MKZ Primer<sup>®</sup>, y se esperó 30 segundos para permitir que se evapore correctamente. Luego, se puso una capa inicial de Combo.Lign Opaquer<sup>®</sup> y se fotopolimerizó durante 180 segundos, seguidamente se aplicó una fina capa de CreaLign Opaquer<sup>®</sup>, otro tipo de bonding, y se repitió el proceso de fotopolimerización.

Acondicionamiento de Supraestructuras de HIPC: Igual que en el grupo BioHPP-HIPC.

Cementado Titanio – HIPC: Se realizó siguiendo el mismo procedimiento usado en el grupo BioHPP-HIPC.



*Figura 39. Prótesis terminadas grupo Titanio-HIPC.*

#### **f) Grupo Cromo Cobalto-Cerámica:**

##### Acondicionamiento de Estructuras Cromo Cobalto:

La preparación de las estructuras de cromo cobalto, incluyeron un chorreado y limpieza similar al aplicado en las estructuras de titanio. A continuación, las estructuras se sometieron a un proceso de oxidación en el horno, calentándose a 980°C durante 5 minutos. Este proceso de oxidación es crucial para mejorar la adherencia de los materiales cerámicos. Después de la oxidación, se realizó un segundo chorreado con óxido de aluminio para preparar aún más la superficie. Luego, se aplicó el opaquer de cerámica Super Porcelain EX-3® para el proceso de cocción en el horno. Se aplicaron dos capas y cada capa se coció a 960° C, siguiendo las indicaciones del fabricante.

##### Proceso de Recubrimiento:

Se llevó a cabo la aplicación de cerámica feldespática Vita VMK Máster® A2, dentina opaca e incisal, a una temperatura de 930°C, para otorgar una estética natural y una resistencia adecuada a las prótesis. Finalmente, se aplicó un glaseado de Vita®, cocido

a 920°C, lo que proporcionó un acabado liso y brillante a la superficie de la prótesis, mejorando su estética y su resistencia a la abrasión y al desgaste.



*Figura 40. Prótesis terminadas grupo CrCo-Cerámica*

### **C) Cementación de las Interfases**

Las interfases se cementaron al final del proceso de fabricación de todos los grupos.

#### Acondicionamiento de Estructuras:

Este paso implica preparar la superficie basal de las prótesis para asegurar una adhesión óptima. Se realizó un chorreado con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  a una presión de 2 bares para los materiales BioHPP y circonio, y una presión de 3 bares para los grupos de metal. Posteriormente, se limpiaron las estructuras con un pincel y alcohol, evitando el uso de vapor para no comprometer la adhesión. Se aplicó un adhesivo específico para cada material: Visio.link<sup>®</sup> para BioHPP y MKZ Primer<sup>®</sup> para circonio y metal, siguiendo las recomendaciones del fabricante.

#### Acondicionamiento de las Interfases:

Las interfases también requieren preparación para maximizar la adhesión. Se chorrearon con óxido de aluminio de 110  $\mu\text{m}$  a una presión de 2-3 bares durante 5 segundos para aumentar el área de retención. Luego, se aplicó el primer de metal MKZ<sup>®</sup> y se dejó evaporar durante 30 segundos, preparando la superficie para el cementado.

#### Cementado Estructuras – Interfases:

En esta etapa final, las estructuras se unieron a las cofias protésicas mediante el uso del cemento dual DTK Opaco<sup>®</sup>. Se siguió un protocolo específico: aplicación del cemento, eliminación inmediata de los excesos con un microcepillo para evitar irregularidades en la superficie, y dejar reposar las muestras hasta completar el tiempo de fraguado recomendado de 6 minutos sin necesidad de fotopolimerizar.

Esta unión adhesiva de las interfases no solo asegura una unión fuerte y duradera sino que también mejora la retención, reduce la microfiltración y aumenta la resistencia a la fractura de la prótesis, contribuyendo significativamente a su longevidad y éxito.

#### **D) Evaluación Final de las Muestras**

Una vez terminada la fabricación de las prótesis todas fueron inspeccionadas desde oclusal, bucal y lingual para detectar posibles defectos. Las prótesis que presentaban poros visibles en el recubrimiento se corrigieron. A continuación, las dimensiones de longitud de los cantiléver (7,5mm lado izquierdo y 15mm lado derecho) se confirmaron con una precisión de  $\pm 0.01$  mm utilizando un calibre digital. Después las muestras se almacenaron durante dos semanas a temperatura ambiente y secas hasta el inicio de los ensayos.



*Figuras 41 y 42. Comprobación longitud CL grupo B-RC (superior) y B-HIPC (inferior)*



*Figura 43. Comprobación longitud CL grupo Circonio-Cerámica (recubrimiento manual)*

## **5. Codificación de las muestras.**

Las muestras se codificaron con un número de identificación antes de los ensayos, asignándoles un número del 1 al 5 de manera aleatoria para cada grupo. Los grupos se renombraron con las letras A, B, C, D, E, y F para mantener en el anonimato los materiales utilizados. Es importante destacar que, aunque la identificación de los materiales podía intuirse por su aspecto, los especialistas encargados de las mediciones y el análisis de

datos, al ser ajenos al sector dental, no tenían el conocimiento específico para identificarlos por su apariencia. Esto aseguró una evaluación imparcial de las muestras. Los códigos asignados a las muestras se registraron en un archivo de Excel para facilitar su posterior evaluación y análisis.

## **6.7 ANÁLISIS DE LA TEXTURA SUPERFICIAL (RUGOSIDAD)**

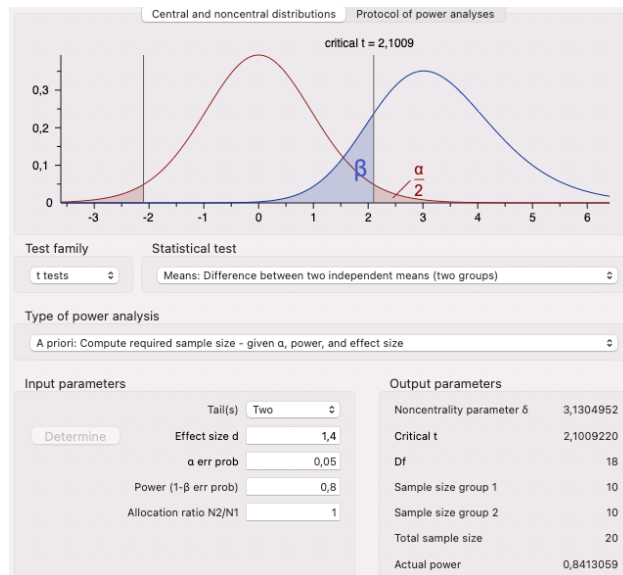
En el marco de esta investigación, se ha realizado un estudio comparativo para medir la textura superficial de distintos materiales, comparando muestras tanto pulidas como envejecidas. Dada la amplia evidencia científica existente para los materiales metálicos, el análisis de la rugosidad se centró únicamente en los materiales no metálicos empleados en estructuras de prótesis sobre implantes. Los materiales seleccionados para este estudio incluyen el Bio.HPP (B), Luxor Z Frame (ZF), y Luxor Z True Nature (ZTN), a los cuales se incorporó un innovador material, el Bio.HPP Plus (BP) en color blanco, introducido como una nueva variante del BioHPP e incluido específicamente para ser analizado en esta prueba.

La medición de la rugosidad se realizó directamente sobre la base de las estructuras protésicas, sin recubrimiento, utilizando un perfilómetro óptico de no contacto con una magnificación de 10x. Antes de proceder con las mediciones, las muestras se limpiaron mediante ultrasonidos en agua destilada durante 5 minutos y posteriormente se secaron con aire (171).

### **6.7.1 CÁLCULO DEL TAMAÑO MUESTRAL Y GRUPOS**

Para determinar el tamaño de muestra apropiado en esta investigación, se realizó un estudio piloto siguiendo la norma ISO 25178:2012. Esta norma recoge los términos, definiciones y parámetros para la medición de la textura superficial 3D mediante métodos

de medición ópticos (173). Se analizaron tres muestras de Bio.HPP Plus (BP) y circonio Luxor Z Frame (ZF) para estandarizar el método de medición y evaluar la textura superficial. Basándose en su diferencia de medias (Sa media y desviación estándar) se calculó un tamaño del efecto de 1.4, lo que determinó un tamaño muestral de diez especímenes por grupo (n=10), utilizando el software G-power versión 3.1.9.6 (Universidad Heinrich-Heine, Düsseldorf, Alemania). Se realizó un análisis de dos colas con un poder estadístico de 0.80 y un nivel de significancia de  $\alpha = 0.05$ . Este tamaño de muestra es coherente con estudios previos (104,171,174,175).



**Figura 44.** Cálculo del tamaño muestral con el software G\*Power

Un total de 40 estructuras fueron divididas en cuatro grupos de (n=10) para la prueba de rugosidad. Los grupos se detallan en la siguiente tabla:

**Tabla 5.** Materiales experimentales sin metal, abreviaturas de los grupos y composiciones

Grupo	Marca	Material Estructura	Composición química
B	BioHPP	PEEK	Poliéter éter cetona con un relleno cerámico del 20%*

BP	BioHPP Plus	PEEK	Poliéter éter cetona con un relleno cerámico del 25%*
ZF	Luxor Z Frame	Circonia	94-95% ZrO <sub>2</sub> , 4.5-5.5% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% otros óxidos
ZTN	Luxor Z True Nature	Circonia	90-95% ZrO <sub>2</sub> , 4-10% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≤ 0.5% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , < 0.5% otros óxidos



**Figura 45.** Muestras grupos experimentales: B (inferior izquierda); BP (superior izquierda); ZF (inferior derecha); ZTN (superior derecha)

### 6.7.2 INSTRUMENTO Y PARAMETROS DE MEDICIÓN

La textura superficial de cada muestra se midió utilizando el Sistema de Medición óptico de no contacto con resolución submicrómica “Alicona Infinite Focus XL200 G5” (Alicona Imaging GmbH, Raaba/Graz, Austria), equipado con el software de medición “MeasureSuite v. 5.3.6” del mismo fabricante. Este sistema fue seleccionado por su capacidad para realizar mediciones tridimensionales de alta precisión. La correcta configuración y calibración del instrumento son cruciales para asegurar mediciones confiables, precisas, repetibles y reproducibles, por esta razón se llevó a cabo la calibración un mes antes de empezar las pruebas. Las áreas superficiales se examinaron en imágenes 3D con un aumento de 10x, y los valores obtenidos se expresaron en micras.



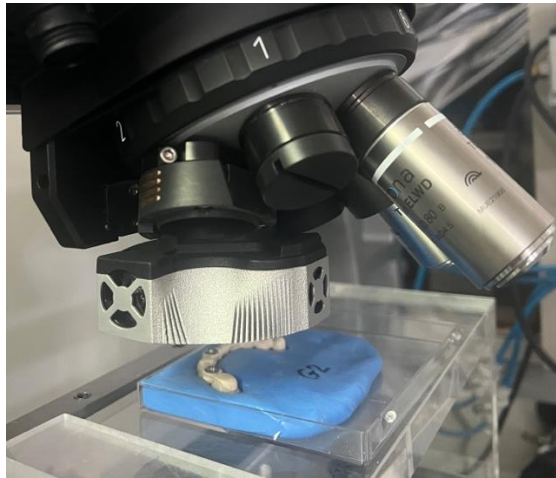
**Figura 46.** Sistema de Medición óptico de no contacto con resolución submicrónica Mod.IF-5000

Se evaluaron dos parámetros de rugosidad tridimensional, "Sa" que representa la rugosidad superficial media del área, o dicho de otro modo, es la media aritmética de la altura de un área específica, y "Sz", que indica la altura máxima (176). Inicialmente, las muestras se midieron tras el proceso de fabricación de las prótesis en el laboratorio, considerando estos valores como los valores de referencia iniciales para Sa y Sz. Posteriormente, las muestras fueron sometidas a un procedimiento de envejecimiento artificial, consistente en 10,000 ciclos de termociclado, tras lo cual se volvieron a medir los mismos parámetros para evaluar la rugosidad de los "especímenes envejecidos" (Sa<sub>tmcl</sub>, Sz<sub>tmcl</sub>).

### **6.7.3 PROCEDIMIENTO DE MEDICIÓN**

Para garantizar la comparabilidad de las mediciones, se elaboró una llave de posicionamiento confeccionada en silicona para la fijación de todas las prótesis en la

misma ubicación sobre la placa, situando el área de medición en el mismo plano focal. Esto aseguró la reproducibilidad de la posición tridimensional para la captura de medidas.



*Figura 47. Llave de posicionamiento para la fijación de las muestras*

Las mediciones se realizaron en el centro de la superficie basal del primer molar 4.6, una zona sin recubrimiento en todos los grupos que representó el punto específico de medición. El tamaño del área seleccionada fue de  $1.62 \times 1.62 \text{ mm}^2$ , equivalente al máximo campo de visión con el objetivo de 10x de aumento. El flujo de trabajo de medición se llevó a cabo siguiendo las indicaciones del fabricante para la medición de la textura superficial, utilizando un protocolo estandarizado conforme a la norma ISO 25178 con el software “Measure Suite v. 5.3.6”.

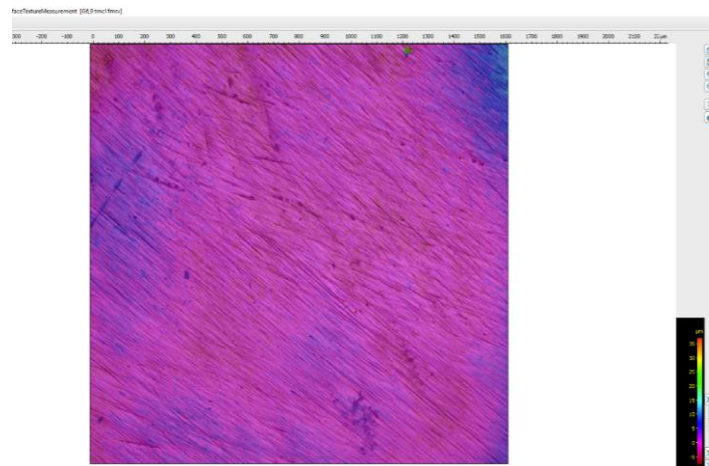
El procedimiento de medición se puede resumir de la siguiente manera:

1. **Adquisición de la Topografía de Superficie.** Captura las imágenes a analizar ajustando la muestra en los ejes x, y; se selecciona el objetivo adecuado y se enfoca la pieza (en el eje z) hasta obtener una imagen nítida, optimizando la intensidad de luz. Mediante la captura de la superficie de interés se produjeron imágenes digitalizadas, a partir de las mediciones realizadas, utilizando una resolución vertical  $< 100 \mu\text{m}$ .
2. **Eliminación de la Forma Inicial (Form removal).** Se aplanan la superficie empleando el software para quitar curvaturas. Como las muestras no son planas, para quitar la forma

hay que seleccionar la función correspondiente, por ejemplo, en el caso de una naranja seleccionamos una esfera y sería cómo pelar la cáscara y estirarla para medir su rugosidad. Para medir la zona basal de la pieza 4.6 seleccionamos un polinomio de 3° grado siguiendo la indicación del fabricante. Después guardamos la imagen con la forma quitada para realizar las mediciones sobre ella.

3. **Ajuste del Plano de Referencia.** Se pone el plano de referencia a 0, este paso es obligatorio para medir Sa conforme a la ISO 25178.

4. **Aplicación de un Mapa Topográfico de Color.** La topografía completa 3D se puede visualizar de tres formas: en color real, en un mapa cromático o en modo mixto. El mapa cromático indica las variaciones de altura del conjunto de datos con respecto al plano de referencia. Incluye una escala de colores con los valores y permite visualizar mejor las diferencias de altura.

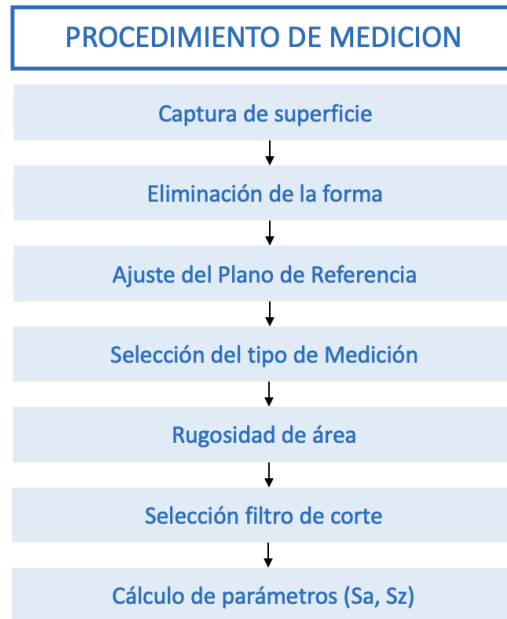


*Figura 48. Mapa cromático de la superficie en modo mixto (superposición vista real y vista en color)*

5. **Técnica de Filtrado.** Esta técnica ajusta los datos del área medida discriminándolos según forma, ondulación y rugosidad. La selección del filtro adecuado es fundamental para el correcto manejo de los datos. Hay filtros de forma, ajuste, ruido y frecuencia, un elemento clave es el filtro de corte (Cutoff  $\lambda_c$ ), que define el umbral a partir del cual se separan las características de superficie. En este caso, se ha usado un filtro de corte de 0,8

mm según la ISO 25178, para diferenciar entre rugosidad fina y ondulación, ondas más amplias. Se utilizó también un filtro gaussiano para corregir la inclinación de la superficie. Es crucial especificar el filtro de corte en las mediciones de rugosidad para garantizar que bajo las mismas condiciones, las medidas sean comparables entre sí.

6. **Análisis de los datos.** Se creó una base de datos para guardar los resultados.



*Figura 49. Procedimiento de medición de la textura superficial*

Este procedimiento de medición se llevó a cabo en el Laboratorio Euro Ortodoncia ubicado en Alcorcón, Madrid, España. Se calibró la precisión del perfilómetro óptico después de cada 10 mediciones, y un único operador, especialista en Metrología Dimensional y previamente entrenado bajo nuestra supervisión, realizó todas las mediciones. Es importante destacar, la estandarización del proceso de medición para lograr mediciones precisas, y que se siguió un diseño de doble ciego, donde ni el operador encargado de las mediciones ni el estadístico que realizó el análisis de datos tenían conocimiento del material evaluado. Se calculó la media de  $S_a$  y  $S_z$  para cada grupo a partir de diez muestras, y los datos se exportaron a Excel para su posterior análisis. Los

cambios en Sa (Sa-Sa tmcl) y Sz (Sz-Sz tmcl) fueron analizados para evaluar el efecto del termociclado en la rugosidad de los materiales.

#### **6.7.4 LIMITACIONES Y FORTALEZAS**

En el estudio de la rugosidad superficial, enfrentamos ciertas limitaciones y fortalezas que son cruciales para interpretar nuestros hallazgos. Una limitación importante es que la zona de medición no es completamente plana, lo que puede influir en los resultados de rugosidad. Además, aunque todas las estructuras se fabricaron mediante el mecanizado de discos CAD/CAM, se utilizaron diferentes archivos STL. Esto llevó a variaciones en el procedimiento de laboratorio, especialmente en los recubrimientos, pudiendo afectar a la uniformidad de las mediciones de rugosidad.

En contra, una fortaleza significativa de nuestro enfoque es la capacidad de medir la rugosidad de las superficies en una anatomía real tras el proceso de fabricación completo de las PFIAC. Esto incluye todas las etapas de manipulación, como el arenado, cementado de las interfases, los recubrimientos, el glaseado y el pulido, ofreciendo una visión integral de la textura superficial final de las prótesis.

#### **6.7.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS**

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el programa de software estadístico SPSS Statistics versión 28.0.1.1 (IBM Corporation). Se calcularon estadísticas descriptivas, incluyendo media, mediana y desviación estándar. La normalidad de los datos se evaluó con el test de *Shapiro-Wilk*, y se aplicaron pruebas paramétricas tras confirmar una distribución normal. Los datos fueron analizados utilizando un ANOVA de un factor, seguido de una prueba post-hoc de *Bonferroni* para comparaciones múltiples, con el fin de determinar el efecto de los tipos de material. Además, se empleó la prueba

*T de Student* para evaluar el efecto del termociclado en la rugosidad superficial. El nivel de significancia establecido fue de  $p < 0,05$ .

## **6.8 PRUEBAS MECÁNICAS Y METODOLOGÍA IN VITRO**

Las pruebas mecánicas como el termociclado, la carga cíclica y el ensayo de flexión se centran en someter las prótesis a condiciones que simulan el uso real para evaluar su resistencia y durabilidad. Estas pruebas generan datos sobre cómo se comportan los materiales y las prótesis bajo diferentes tipos de estrés. A continuación, se detallará la metodología específica de cada uno de los ensayos empleados.

### **6.8.1 PROCESO DE ENVEJECIMIENTO HIDROTÉRMICO**

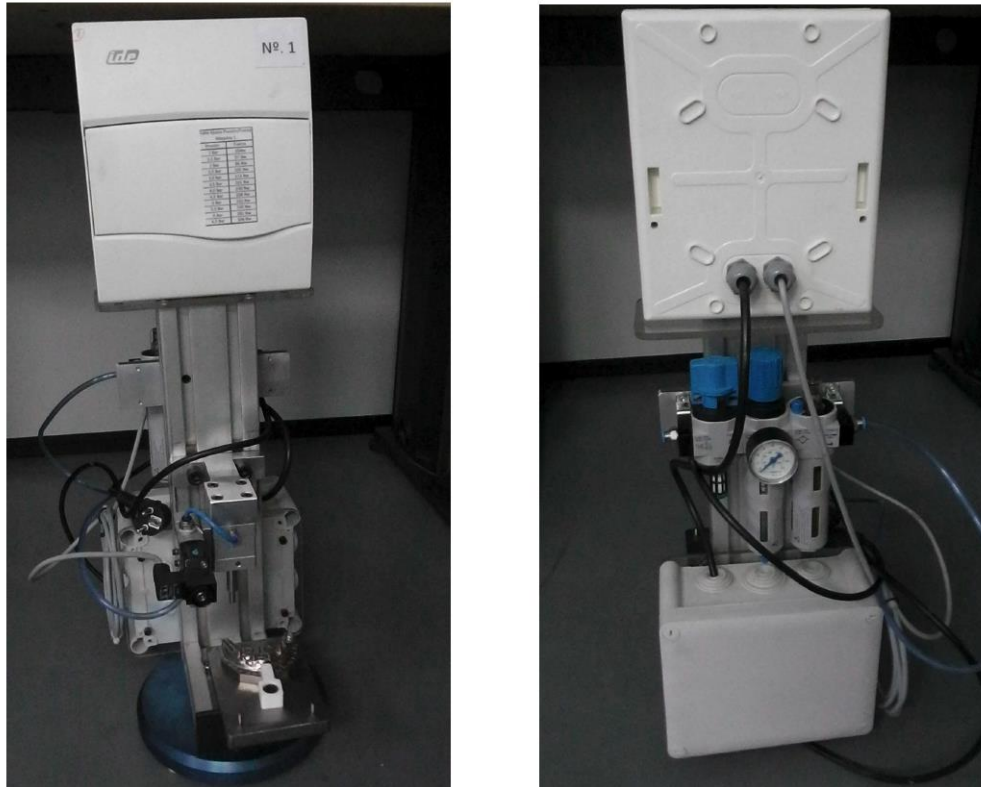
Para simular el envejecimiento artificial, todas las muestras se sometieron a 10,000 ciclos de termociclado, lo cual se considera equivalente a un año de función clínica (103,174,177). Este proceso se llevó a cabo utilizando un dispositivo de ciclado térmico (VA55, Euroortodoncia, Madrid, España). El termociclado se realizó en agua destilada, alternando temperaturas entre  $5 \pm 5$  °C y  $55 \pm 5$  °C. El tiempo de inmersión fue de 20 segundos en cada baño térmico, con un tiempo de transferencia de 10 segundos entre ellos, siguiendo la norma ISO TR 11405. Tras completar el proceso, las muestras termocicladas (tmcl) se limpiaron ultrasónicamente en agua destilada durante 5 minutos y se secaron con aire. Finalmente, se almacenaron a temperatura ambiente en un lugar seco hasta la realización de los ensayos y entre ellos.



*Figura 50. Configuración de parámetros de ensayo y máquina de termociclado*

### **6.8.2 CARGA CÍCLICA**

Tras el envejecimiento artificial, las muestras fueron sometidas a un envejecimiento mecánico mediante una prueba de carga cíclica, con el fin de simular las condiciones de uso en boca. Para realizar esta prueba se utilizó una máquina de ensayos para fatiga, diseñada y fabricada por el laboratorio Euro Ortodoncia, la cual pertenece al Departamento de Prótesis de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Esta máquina está equipada con un punzón de golpeo fabricado en acero inoxidable AISI304, que termina en una bola de 6mm de diámetro. Adicionalmente, para esta prueba se crearon unos dispositivos a medida para fijar el modelo maestro a la mesa de ensayo.



*Figura 51. Máquina de ensayo para carga cíclica.*

Esta máquina de fatiga cuenta con una unidad neumática, que funciona mediante un compresor de aire, y puede iniciar las pruebas a partir de 2 Bares. La fuerza de carga fue calibrada utilizando una máquina de ensayo universal. A continuación, se presenta la tabla de conversión que relaciona los valores en Bares con la Fuerza correspondiente en Newtons (N).

*Tabla 6. Equivalencias presión (bares)-fuerza (N)*

Tabla Ajuste Presión/Fuerza	
Presión	Fuerza
2 Bar	56 Nw
2,5 Bar	88 Nw
3 Bar	112 Nw
3,5 Bar	139 Nw
4,0 Bar	164 Nw
4,5 Bar	190 Nw
5,0 Bar	220 Nw
5,5 Bar	236 Nw
6 Bar	263 Nw
6,5 Bar	287 Nw

Se seleccionó una presión de 3 bares, equivalente a una carga de 110-112 N, para aplicar 300.000 ciclos, lo que simula aproximadamente un año de función (178). El modelo maestro se colocó en la mesa de ensayo, orientado perpendicularmente al plano vertical. Posteriormente, se fueron atornillando las muestras una a una sobre el modelo, asegurándose de que el segmento en cantiléver quedara posicionado a 3 mm por debajo del punzón. De acuerdo con las indicaciones del fabricante, las prótesis se atornillaron sobre los pilares con un torque de 18N, utilizando para ello una llave de torque calibrada tipo carraca.

Se programó la máquina para realizar 300.000 impactos a 1 ciclo por cada 0,5 segundo, aplicando la carga en dirección axial sobre la superficie oclusal de los cantilévers, en el centro de la cara oclusal del 3.5 y del 4.6, primero en un lado y luego en el otro. Posteriormente, se examinaron las prótesis con un microscopio óptico para identificar signos de deterioro evidentes, como fisuras, que pudieran influir en los resultados de fractura. Se determinó que, en el caso de que alguna prótesis se fracturase durante la carga cíclica, el valor de fractura registrado sería de 110N. Tras esta inspección, se confirmó que todas las muestras resistieron la fatiga cíclica sin romperse.



*Figura 52. Aplicación de carga cíclica en ambos cantilévers.*

### 6.8.3 ENSAYO DE FLEXIÓN

En esta investigación se ha llevado a cabo un ensayo de flexión para evaluar la carga máxima que pueden soportar los cantilévers antes de que se produzca la rotura. Esta prueba también permitió determinar la resistencia a la flexión y la deformación específica de los materiales bajo carga.

#### **A) Máquina de Ensayo Universal**

Para esta prueba se utilizó una máquina de ensayo universal Zwick Roell® N.º de serie 07-4239 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Alemania), equipada con una célula de carga de hasta 2,5KN (2500 N). Esta máquina, perteneciente al laboratorio Euro Ortodoncia, está diseñada para aplicar la carga en un punto de soporte fijo con un punto de carga móvil. Fue calibrada en febrero del 2023 (*Certificado de Calibración en Anexos*), justo un mes antes de comenzar los ensayos. Además, posee los certificados de Calibración de Fuerza y Longitud según la norma UNE-EN ISO 7500-1-2018, y UNE-EN ISO 9513-1-2013, respectivamente.

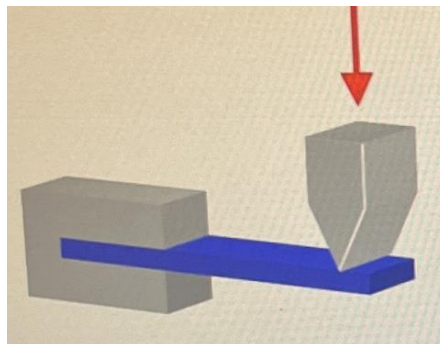


*Figura 53. Máquina de ensayo universal Zwick Roell para el ensayo de flexión.*

## **B) Diseño del ensayo de flexión**

El diseño del ensayo se realizó siguiendo elementos de la Norma UNE-EN-ISO 178:2019, que proporciona una metodología estandarizada para ensayos de flexión en probetas de plástico, con el objetivo de determinar aspectos como el módulo de elasticidad, la resistencia a la flexión y la deformación en el punto de rotura. Esta norma también establece los requisitos para los equipos de ensayo (uso de un punzón metálico y configuración de parámetros como la velocidad de ensayo y precisión de la carga), así como para el registro y presentación de los resultados.

Para evaluar la resistencia a la flexión y la elasticidad de materiales en prótesis de arcada completa con cantiléver, se empleó un **ensayo de flexión de dos puntos**. En este ensayo, un extremo del material está fijo (punto de apoyo) y el otro extremo queda libre (punto de carga). La carga fue aplicada sobre cada uno de los cantilévers (7,5 mm y 15 mm) de manera individual.



*Figura 54. Diagrama de flexión de dos puntos.*

Se registraron tres **variables** para cada cantiléver:

- **F Max**, se refiere a la fuerza máxima durante un ensayo de flexión, representando la fuerza de rotura para muestras fracturadas, la capacidad máxima de carga (2100 N) para las que no se rompieron, y la fuerza máxima registrada en las muestras, que sin romperse ni alcanzar la carga máxima, se deformaron hasta llegar al límite establecido ( $dL=1,5-2,5$  mm).

- **F Chipping**, es la fuerza registrada en el punto de fractura del recubrimiento.
- **dL F Max**, es la cantidad de deformación que experimenta el material en el punto de fuerza máxima.

Los valores de fuerza se registraron en Newtons (N) y la deformación en milímetros (mm). Para evitar mediciones de fuerza distorsionadas en materiales elásticos, donde la estructura podía deformarse hasta contactar con el modelo subyacente, se estableció una deformación máxima predeterminada de 1,5 mm, ampliada posteriormente a 2,5 mm, exclusivamente para el grupo TI-HIPC para permitir que la prueba continuara hasta alcanzar la resistencia máxima.

### **C) Proceso de Aleatorización**

Como cada muestra tiene dos cantilévers de distinta longitud (7,5 mm y 15 mm), para determinar el orden de inicio de las pruebas se implementó un proceso de aleatorización. Esto se realizó para evitar un sesgo de selección, considerando que el orden de inicio podría influir en los resultados. La selección aleatoria se efectuó utilizando un generador de números no repetitivos del programa “Random” para iOS, asignando un valor mínimo de “0” para el CL de 7,5 mm, y un valor máximo de “1” para el CL de 15mm. Los valores obtenidos se registraron en una tabla de Excel para establecer el orden de fractura de cada muestra. Esta aleatorización aseguró que la elección del punto de inicio de la prueba no fuera sistemática, sino aleatoria, evitando así sesgos potenciales.

### **D) Procedimiento del Ensayo De Flexión**

Tras verificar que las muestras no presentaban fallos evidentes tras la carga cíclica, se procedió a realizar la prueba de resistencia a la flexión. El modelo maestro se fijó a la mesa de la máquina de ensayo mediante un tornillo pasante. Posteriormente, se colocaron las muestras individualmente sobre el modelo maestro, atornillándolas con un torque de 18N, de acuerdo con las especificaciones del fabricante.

La carga se aplicó sobre la superficie oclusal de las coronas en extensión (3.5 y 4.6) utilizando un punzón metálico de acero inoxidable, terminado en una bola de 6 cm de diámetro. La aplicación de la carga se realizó secuencialmente, primero en un cantiléver y luego en el otro. La mesa de ensayo se ajustó de tal manera que el punzón contactara con la superficie oclusal del cantiléver a 1 mm del extremo de la muestra.



*Figura 55. Puntos de aplicación de la carga en los cantilévers para el ensayo de flexión.*

Durante el ensayo de flexión, se analizaron los datos de fractura en el punto de fuerza mínima (F Chipping) y de fuerza máxima (F Max), siendo 2100 N el valor máximo que la máquina puede aplicar. La carga se ejerció verticalmente a una velocidad de 0,5 mm/min, con una fuerza inicial de precarga de 1 Newton (N), que fue aumentando incrementalmente hasta la fractura (179) o hasta alcanzar la carga máxima (2100 N) o deformación máxima (1,5-2,5 mm), momentos en los cuales se detenía el ensayo.

El software de la máquina de ensayos generó archivos con estos datos, que se almacenaron en formato PDF y Excel para su posterior análisis. Este método tiene la ventaja de ser fácilmente manipulable y tener una buena precisión, y además ha sido previamente reportado para la evaluación de prótesis con voladizo.

Se definió como fallo la aparición de grietas visibles, eventos acústicos y/o caídas de carga significativas, o la presencia de fracturas claramente visibles (68). Todas las muestras, incluyendo aquellas que no se fracturaron, fueron sometidas a un análisis de

fallos para evaluar aspectos como la deformación plástica o la fractura del recubrimiento, proporcionando una comprensión integral de la resistencia y el comportamiento de los materiales bajo condiciones extremas de carga.

## **6.9 ANÁLISIS DE FALLOS**

### **6.9.1 ANÁLISIS DE LA DEFORMACIÓN**

Durante el ensayo de flexión, se registró la deformación que experimentaban las estructuras en el punto de fuerza máxima. Esta deformación, se interpretó como el desplazamiento del aplicador de carga de la máquina desde su posición inicial hasta el momento del fallo de la muestra, y se midió en milímetros. La **curva de carga-deformación** resultante muestra la respuesta del material ante la fuerza aplicada, evidenciando su comportamiento hasta el fallo.

### **6.9.2 OBSERVACIÓN MODOS DE FRACTURA**

Los tipos de fallos fueron examinados utilizando un microscopio óptico VE4 (Euroortodoncia, Madrid, España) con una magnificación de 3x aumentos.

Todas las muestras se examinaron para observar cualquier cambio y se documentaron fotográficamente. Los siguientes eventos se definieron como fallos (11,121):

- Fracturas de la estructura (F.E), fractura total de la prótesis.
- Fracturas del material de recubrimiento (F.R).
  - Adhesivos (A), Cohesivos (C) y Mixtos (M).
- Fracturas del tornillo protésico (F.T).
- Deformación permanente de la estructura (D.E).

Los fallos adhesivos pueden producirse entre el recubrimiento y el material de estructura (A) pero también entre la interfase de titanio y la estructura protésica aunque este caso no clasificaría como fallo adhesivo sino como fallo de la estructura.

### **6.9.3 LIMITACIONES Y FORTALEZAS ENSAYOS MECÁNICOS**

Entre las limitaciones metodológicas de nuestro estudio sobre la resistencia a la fractura en prótesis sobre implantes atornilladas de arcada completa con cantiléver, destaca la variabilidad en el grosor de las restauraciones. Específicamente, el grosor de las restauraciones monolíticas de circonio fue diferente al de las demás restauraciones bilaminadas. Asimismo, dentro de los grupos de BioHPP, observamos diferencias en el grosor de los conectores según el diseño y el tipo de recubrimiento utilizado. A pesar de estas variaciones, la selección de diseños en este estudio *in vitro* refleja las configuraciones habituales para este tipo de prótesis en la práctica clínica, dependiendo del material elegido. Esta aproximación es esencial para evaluar y comparar la resistencia a la fractura entre las restauraciones monolíticas y bilaminadas, tal como se diseñan y fabrican en el entorno clínico real. Una limitación adicional fue el tamaño de muestra relativamente pequeño, con 5 prótesis por grupo (5 cantilévers por cada longitud). A pesar de ser el número establecido para el tamaño muestral, aumentar el tamaño de la muestra habría incrementado el poder del análisis, pero no fue posible por limitaciones económicas.

Por otro lado, una fortaleza de este estudio fue investigar los efectos del envejecimiento artificial, químico y mecánico, en la resistencia a la fractura de las PFIAC con cantiléver bilateral, aportando hallazgos importantes sobre el comportamiento de estos sistemas en condiciones que simulan el uso a largo plazo.

## 6.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos obtenidos fueron analizados estadísticamente utilizando la versión 28.0.1.1 del software SPSS. Este análisis se dividió en dos fases principales:

### **Análisis Descriptivo**

En primer lugar, se llevó a cabo un análisis descriptivo de las variables de fuerza (F Max. y F Chipping) y deformación (dL), mediante las medidas de tendencia central, incluyendo la media, mediana y desviación estándar, para proporcionar una visión general de los resultados.

### **Análisis Comparativo**

Para evaluar la normalidad de la distribución de los datos correspondientes a las variables de fuerza y deformación, se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Los resultados indicaron que para la variable fuerza los datos seguían una distribución normal, mientras que los datos de la deformación no seguían normalidad. En el caso de las variables de fuerza (F Max y F Chipping), se aplicaron test paramétricos utilizando la prueba de análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial, para determinar las diferencias estadísticas entre los distintos grupos y la presencia de interacciones entre el material y la longitud del cantiléver. Posteriormente, se realizó un test de comparaciones múltiples utilizando la prueba Post-Hoc de Bonferroni para identificar específicamente entre qué grupos se encontraban estas diferencias. Para la variable de deformación (dL F Max), se optó por la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis.

Todas las pruebas se realizaron con un 95% de confiabilidad. La probabilidad para la significancia estadística se estableció en  $\alpha < 0.05$  ( $p < 0.05$ ).

## **7. RESULTADOS**

## **7. RESULTADOS**

### **7.1 RESULTADOS DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN Y DEFORMACIÓN**

#### **7.1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO**

El presente estudio in vitro evaluó la resistencia y deformación en prótesis fijas de arcada completa (PFIAC) con cantiléver bilateral, confeccionadas con distintos materiales. Como se ha descrito en el apartado de material y método, hay seis grupos de estudio según la composición material de las prótesis, cinco formados por combinaciones específicas en cuanto al material de estructura y recubrimiento (B-RC, B-HIPC, ZF-C, CRCO-C y TI-HIPC), y uno monolítico (ZTN) sin recubrimiento adicional. Las prótesis se examinaron en cada una de las longitudes de cantiléver (CL), 7,5 mm y 15 mm, con el fin de analizar el efecto de la longitud en su comportamiento mecánico. Este diseño metodológico facilita una evaluación comparativa detallada de cómo los diferentes materiales y configuraciones de cantiléver afectan a las propiedades mecánicas de las PFIAC.

#### **A) Distribución y Unidad de Análisis**

Tras el ensayo de flexión obtuvimos 60 medidas para cada variable de estudio (resistencia a la flexión, resistencia al chipping y deformación) en 30 PFIAC con cantiléver bilateral, distribuidas equitativamente entre los grupos materiales. Concretamente, dos medidas en cada una de las 30 prótesis, ya que cada una de ellas se evaluó en ambos voladizos (7,5 mm y 15 mm). Por tanto, la muestra total fue de  $n=60$ , centrándose en los cantilévers para una interpretación adecuada de los resultados. La población estudiada comprendió las 30 PFIAC y sus 60 extensiones en cantiléver.

**Tabla 7. Factores Entre-Sujetos**

		Grupos	N
Material	1	BioHPP- RC pasta (B-RC)	10
	2	BioHPP- HIPC (B-HIPC)	10
	3	Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	10
	4	Luxor Z TN monolítico (ZTN)	10
	5	CrCo- cerámica (CRCO-C)	10
	6	Titanio- HIPC (TI-HIPC)	10
Cantiléver longitud	15mm		30
	7,5mm		30

N: número de muestras

## **B) Variables del análisis**

En primer lugar, describimos las características de las variables que se van a analizar en este estudio. Las variables independientes son el tipo de material de las prótesis y la longitud de los cantiléveres (CL 7,5 mm y CL 15 mm). Estas variables son cualitativas o categóricas y pueden tener un efecto en las variables dependientes.

Las variables dependientes, numéricas o cuantitativas, son la resistencia a la flexión de la prótesis (Fuerza máxima o “F Max”), y la resistencia a la fractura del recubrimiento (Fuerza mínima o “F Chipping”). Dichas variables se medirán en Newtons (N). Además, se analizará una tercera variable, el desplazamiento del CL en el punto de máxima carga (Deformación o “dL F Max”), medido en milímetros (mm), con un rango preestablecido de 1,5-2,5mm para evitar mediciones falseadas por materiales excesivamente flexibles.

## **7.2 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA**

Se empleó un análisis descriptivo, centrado en las variables de Fuerza Máxima, Fuerza Chipping, y Deformación, discriminando los resultados por la longitud del cantiléver. Se calcularon medidas de tendencia central (media y mediana, valores

representativos de las muestras), y de dispersión (desviación estándar “DE”) para cada grupo material y longitud de CL, facilitando la interpretación de la variabilidad y el comportamiento típico de los datos. Las siguientes tablas descriptivas presentan un análisis detallado de las variables principales, organizadas por la longitud del cantiléver.

**Tabla 8:** Análisis descriptivo para el cantiléver de 7,5 mm

<b>Material</b>		<b>Fuerza máxima (N)</b>	<b>Fuerza Chipping (N)</b>	<b>Deformación dL F Max (mm)</b>
<b>BioHPP- RC pasta (B-RC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>1136,00</b>	<b>231,00</b>	<b>0,68</b>
	Mediana	1110,00	239,00	0,70
	DE	97,88	32,24	0,18
	Mínimo	1030,00	182,00	0,40
	Máximo	1270,00	266	0,90
<b>BioHPP- HIPC (B-HIPC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>576,60</b>	<b>322,80</b>	<b>0,64</b>
	Mediana	588,00	316,00	0,40
	DE	63,02	17,31	0,38
	Mínimo	473,00	307,00	0,30
	Máximo	645,00	346,00	1,10
<b>Luxor ZF- cerámica (ZF-C)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>910,60</b>	<b>281,40</b>	<b>0,30</b>
	Mediana	902,00	256,00	0,30
	DE	272,46	45,83	0,19
	Mínimo	474,00	244,00	0,10
	Máximo	1160,00	345,00	0,60
<b>Luxor Z TN monolítico (ZTN)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>1190,00</b>	.	<b>0,20</b>
	Mediana	1270,00	.	0,20
	DE	140,90	.	0,07
	Mínimo	960,00	.	0,10
	Máximo	1300,00	.	0,30
<b>Titanio- HIPC (TI-HIPC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>2060,00</b>	<b>552,00</b>	<b>1,44</b>
	Mediana	2120,00	574,00	1,20
	DE	115,54	87,77	0,65
	Mínimo	1860,00	444,00	0,80
	Máximo	2130,00	671,00	2,40
<b>CrCo- cerámica (CRCO-C)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>2098,00</b>	<b>1090,20</b>	<b>0,30</b>
	Mediana	2130,00	1250,00	0,30
	DE	43,82	262,61	0,00
	Mínimo	2050,00	694,00	0,30
	Máximo	2130,00	1300,00	0,30

N: número de muestras; DE: Desviación estándar.

**Tabla 9: Análisis descriptivo para el cantiléver de 15 mm**

<b>Material</b>		<b>Fuerza máxima (N)</b>	Fuerza Chipping (N)	Deformación dL F Max (mm)
<b>BioHPP- RC pasta (B-RC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>555,60</b>	<b>187,20</b>	<b>0,74</b>
	Mediana	577,00	200,00	0,50
	DE	52,35	45,80	0,45
	Mínimo	473,00	126,00	0,40
	Máximo	600,00	246,00	1,50
<b>BioHPP- HIPC (B-HIPC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>438,80</b>	<b>268,00</b>	<b>1,32</b>
	Mediana	377,00	248,00	1,50
	DE	188,74	36,10	0,40
	Mínimo	283,00	243,00	0,60
	Máximo	759,00	329,00	1,50
<b>Luxor ZF- cerámica (ZF-C)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>450,80</b>	<b>318,00</b>	<b>0,16</b>
	Mediana	452,00	317,00	0,10
	DE	165,27	83,97	0,09
	Mínimo	243,00	193,00	0,10
	Máximo	621,00	403,00	0,30
<b>Luxor Z TN monolítico (ZTN)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>945,80</b>	.	<b>0,26</b>
	Mediana	1030,00	.	0,30
	DE	193,76	.	0,05
	Mínimo	719,00	.	0,20
	Máximo	1150,00	.	0,30
<b>Titanio- HIPC (TI-HIPC)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>1329,20</b>	<b>516,60</b>	<b>1,78</b>
	Mediana	1380,00	494,00	2,00
	DE	207,28	56,76	0,30
	Mínimo	996,00	450,00	1,40
	Máximo	1540,00	578,00	2,00
<b>CrCo- cerámica (CRCO-C)</b> (n=5)	<b>Media</b>	<b>2016,00</b>	<b>828,40</b>	<b>0,96</b>
	Mediana	2040,00	809,00	0,90
	DE	132,59	95,02	0,36
	Mínimo	1790,00	738,00	0,60
	Máximo	2130,00	973,00	1,50

N: número de muestras; DE: Desviación estándar.

### 7.2.1 DESARROLLO DE LAS TABLAS DESCRIPTIVAS

Para explicar los resultados del análisis descriptivo primero se hará un enfoque destacando los resultados clave por variable en cada longitud de cantiléver (CL) y luego se examinará cómo estos se modifican al variar la longitud del cantiléver, facilitando una comprensión estructurada y detallada de los resultados.

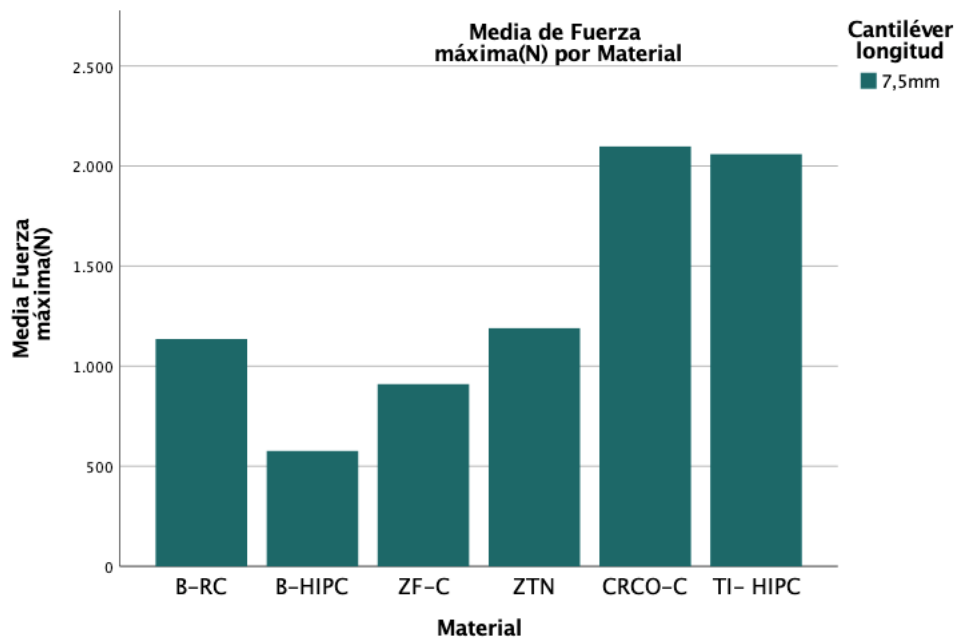
#### A) Análisis por Variables

### Fuerza Máxima (F Max)

La evaluación descriptiva de la fuerza máxima para un cantiléver de 7,5 mm destaca la superioridad en la resistencia a la flexión de los grupos de metal, CRCO-C y TI-HIPC, ambos con una carga media superior a 2000 N, indicando una mayor resistencia estructural. En un nivel intermedio, los grupos ZTN (circonio monolítico) y B-RC exhibieron rendimientos similares. Por último, el grupo B-HIPC, presentó una resistencia media notablemente más baja en comparación con los demás grupos.

**Tabla 10.** Resultados de la resistencia a la flexión (N) en el CL de 7,5 mm

Grupos	F Max (media $\pm$ DE)
	CL 7,5 mm
B-RC	1136 $\pm$ 97,88
B-HIPC	576 $\pm$ 63,02
ZF-C	910,60 $\pm$ 272,46
ZTN	1190 $\pm$ 140,90
CRCO-C	2098 $\pm$ 43,82
TI-HIPC	2060 $\pm$ 115,54

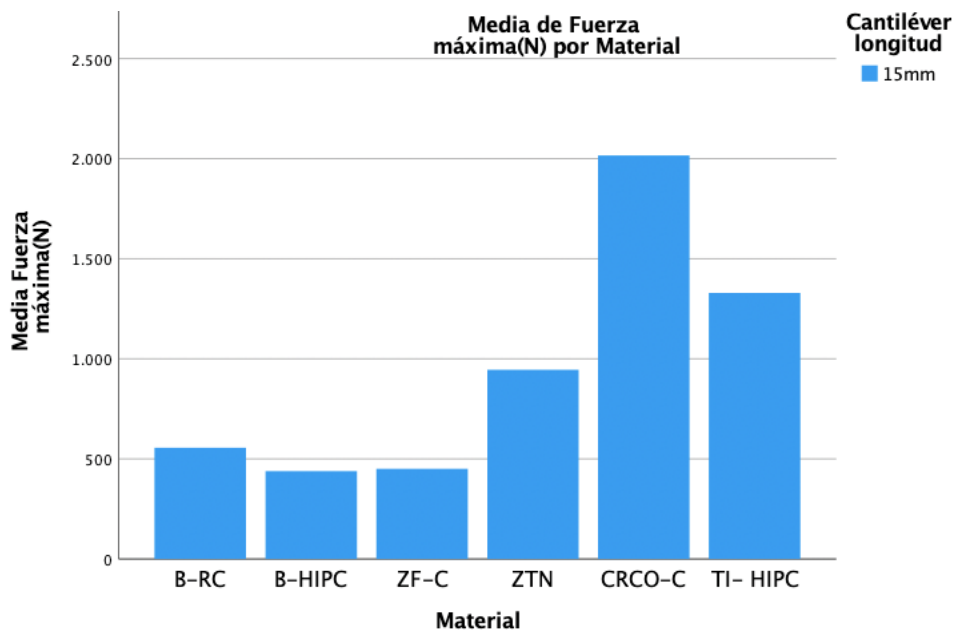


**Figura 56.** Diagrama de barras de resistencia media a la flexión en el CL de 7,5 mm

Los resultados para el cantiléver de 15 mm revelaron que el grupo CRCO-C exhibió la máxima resistencia, marcando su posición como el más fuerte. Le siguieron en rendimiento los grupos TI-HIPC y ZTN, los cuales también mostraron una buena resistencia a la flexión. En un nivel claramente inferior, se situaron los grupos B-RC, ZF-C y B-HIPC, con este último registrando la resistencia más baja de todos. En el gráfico inferior podemos observar las diferencias en la capacidad de soporte de carga (F Max) entre los grupos evidenciando la variabilidad en la resistencia según el material.

**Tabla 11.** Resultados de la resistencia a la flexión (N) en el CL de 15 mm

Grupos	F Max (media $\pm$ DE)
	CL 15mm
B-RC	555,60 $\pm$ 52,35
B-HIPC	438,80 $\pm$ 188,74
ZF-C	450,80 $\pm$ 165,27
ZTN	945 $\pm$ 193,76
CRCO-C	2016 $\pm$ 132,59
TI-HIPC	1329,20 $\pm$ 207,28



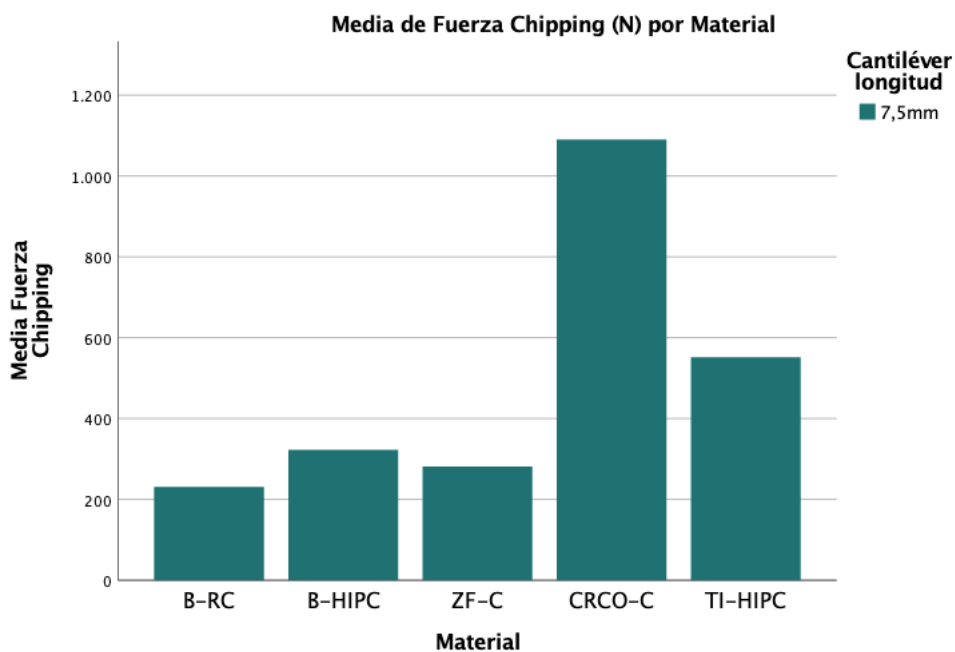
**Figura 57.** Diagrama de barras de resistencia media a la flexión en el CL de 15 mm

### Fuerza Mínima (F Chipping)

Como se puede observar en la siguiente tabla, para el análisis de la variable “F Chipping”, se analizaron exclusivamente los grupos con recubrimiento. En el CL de 7,5 mm, se evidencia que el grupo CRCO-C supera significativamente en resistencia a todos los demás, seguido por el grupo TI-HIPC que muestra una resistencia aproximadamente de la mitad. Los grupos B-HIPC, ZF-C y B-RC siguen en orden descendente de resistencia al chipping. En particular, el grupo B-RC registra la menor resistencia, lo que resalta la menor resistencia de la resina compuesta convencional.

**Tabla 12.** Resultados de la resistencia a la fractura del recubrimiento (N) en el CL de 7,5 mm

Grupos	F Chipping (media $\pm$ DE)
	CL 7,5 mm
B-RC	231 $\pm$ 32,24
B-HIPC	322,80 $\pm$ 17,31
ZF-C	281,40 $\pm$ 45,83
CRCO-C	1090,20 $\pm$ 262,61
TI-HIPC	552 $\pm$ 87,77

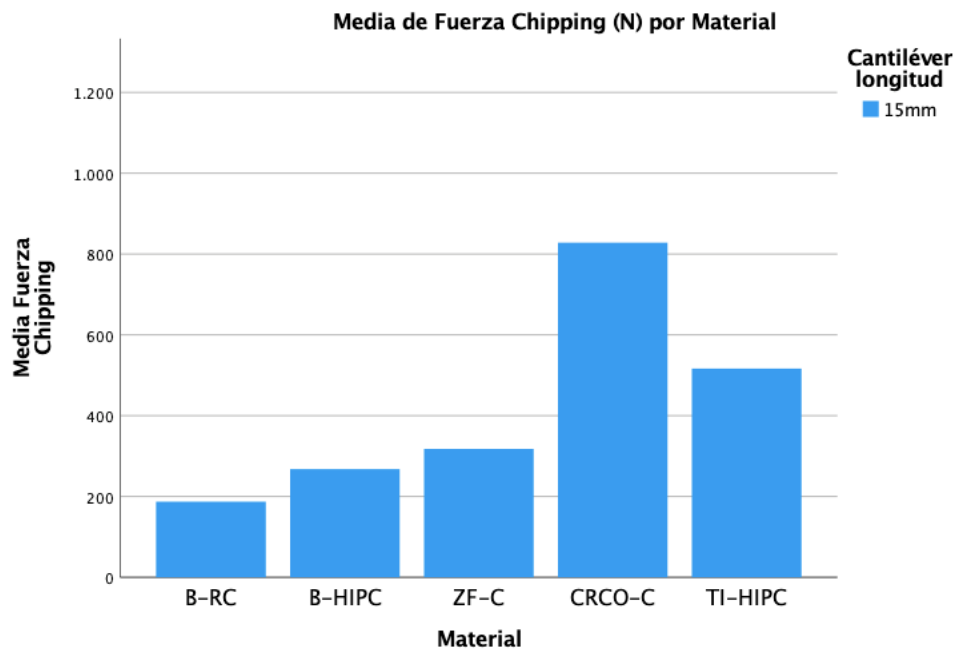


**Figura 58.** Diagrama de barras de resistencia a la fractura del recubrimiento en el CL de 7,5 mm

En lo que respecta al cantiléver de 15 mm, el análisis refleja que el grupo CRCO-C presentó la resistencia a la fractura del recubrimiento más alta, evidenciando la mayor resistencia de su combinación de materiales. En el extremo opuesto, el grupo B-RC mostró la resistencia más baja, con un valor medio de 187 N, lo que subraya una considerable diferencia en el chipping entre los grupos, en una longitud de cantiléver extrema.

**Tabla 13.** Resultados de la resistencia a la fractura del recubrimiento (N) en el CL de 15 mm

Grupos	F Chipping (media ± DE)
	CL 15 mm
B-RC	187,20 ± 45,80
B-HIPC	268,00 ± 36,10
ZF-C	318,00 ± 83,97
CRCO-C	828,40 ± 95,02
TI-HIPC	516,60 ± 56,76



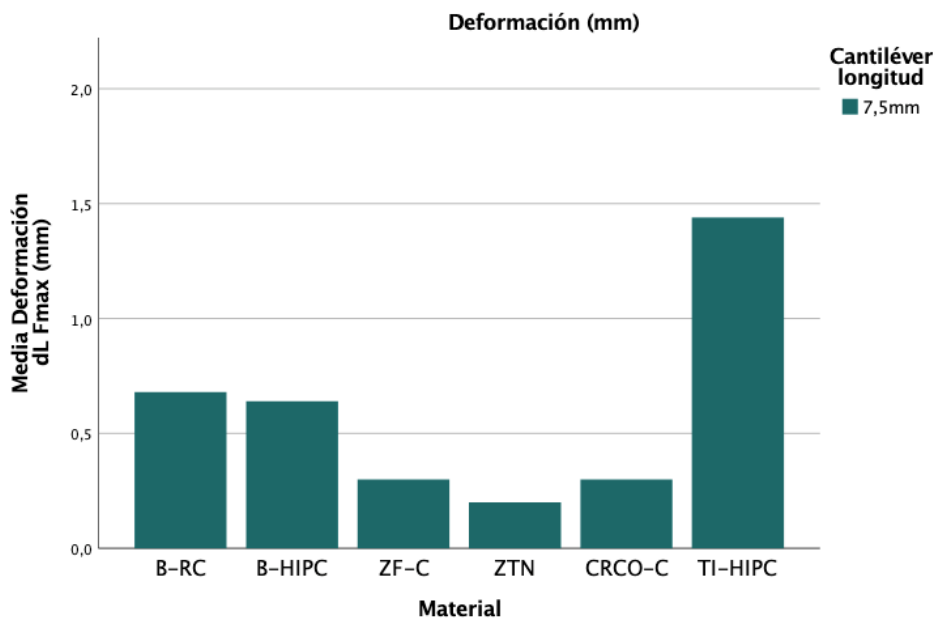
**Figura 59.** Diagrama de barras de resistencia a la fractura del recubrimiento en el CL de 7,5 mm

### Deformación (dL F Max)

En cuanto a la deformación, en el cantiléver de 7,5 mm, el grupo TI-HIPC obtuvo la máxima deformación, acercándose al límite preestablecido inicial de 1,5 mm de desplazamiento. Le siguieron los grupos B-RC y B-HIPC, que mostraron una deformación mucho menor, debido a que soportaron una menor carga antes de alcanzar mayor deformación. En contraste, los grupos de circonio ZF-C y ZTN, experimentaron una deformación mucho más reducida por su mayor rigidez.

**Tabla 14.** Resultados de la deformación (mm) en el CL de 7,5 mm

Grupos	dL F Max (media ± DE)
	CL 7,5 mm
B-RC	0,68 ± 0,18
B-HIPC	0,64 ± 0,38
ZF-C	0,30 ± 0,19
ZTN	0,20 ± 0,07
CRCO-C	0,30 ± 0,00
TI-HIPC	1,44 ± 1,20

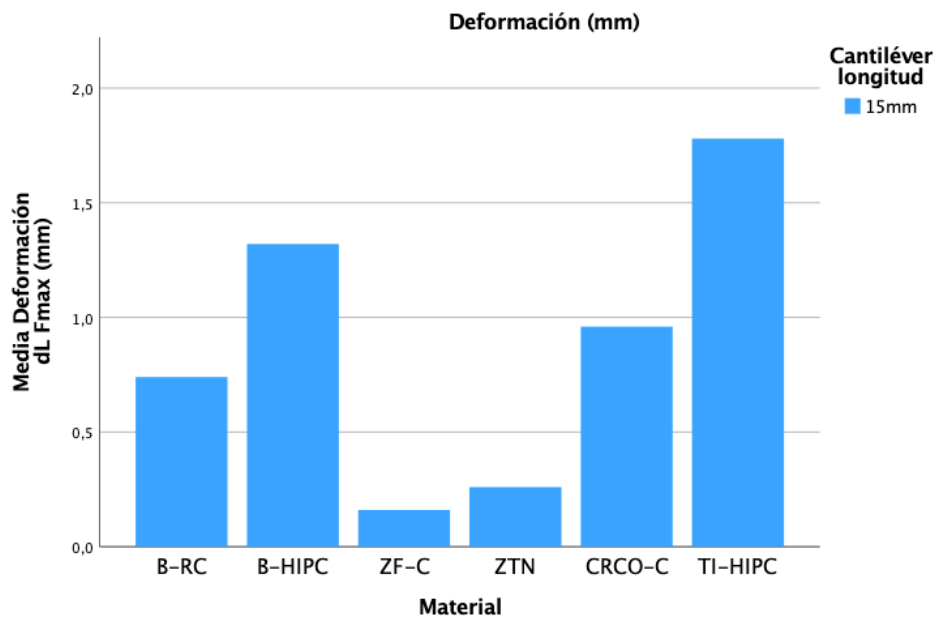


**Figura 60.** Diagrama de barras deformación en el CL de 7,5 mm

En el cantiléver de mayor tamaño, de 15 mm, el grupo TI-HIPC sobresalió al superar el límite inicial de 1,5 mm de deformación, lo que requirió ajustar el umbral a 2,5 mm para permitir que la prueba continuara hasta lograr la resistencia máxima. Los grupos B-HIPC y CRCO-C le siguieron con valores también altos, demostrando su flexibilidad a esa longitud del CL. En cambio en los grupos de circonio ZF-C y ZTN la deformación fue casi inexistente, coherente con la mayor rigidez intrínseca de las cerámicas.

**Tabla 15.** Resultados de la deformación (mm) en el CL de 15 mm

Grupos	dL F Max (media ± DE)
	CL 15 mm
B-RC	0,74 ± 0,45
B-HIPC	1,32 ± 0,40
ZF-C	0,16 ± 0,09
ZTN	0,20 ± 0,07
CRCO-C	0,96 ± 0,36
TI-HIPC	1,78 ± 0,30



**Figura 61.** Diagrama de barras deformación en el CL de 15 mm

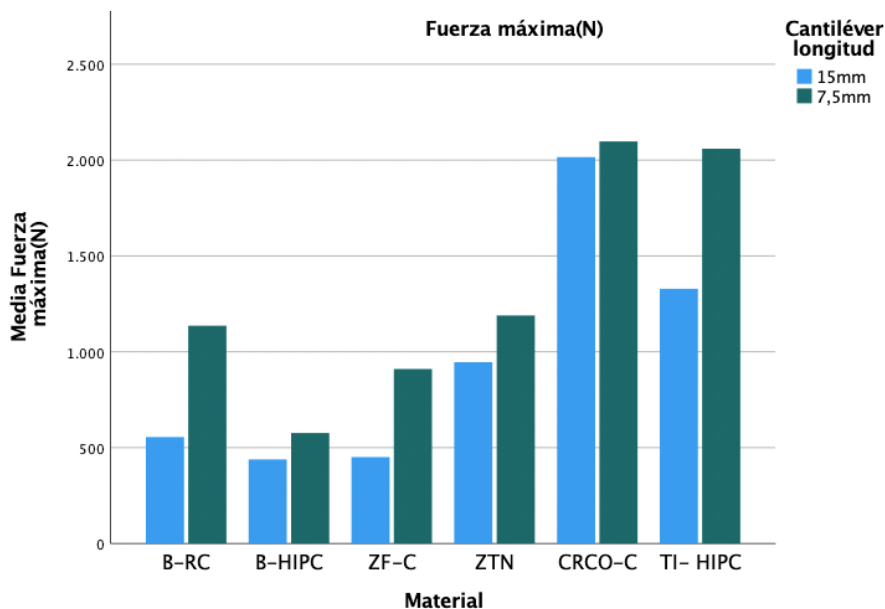
A continuación, analizaremos las diferencias en los resultados de las variables dependientes al cambiar la longitud del cantiléver.

## B) Comparación por Longitud de Cantiléver

Los resultados del ensayo de flexión para F Max revelan que los grupos de metal, CRCO-C y TI-HIPC, sostienen los valores más altos de resistencia en ambas longitudes de CL. El circonio monolítico, ZTN, se posiciona en tercer lugar, mostrando una disminución de la resistencia menos marcada entre las dos longitudes. El grupo B-HIPC, en cambio, registró la menor resistencia tanto en el CL de 7,5 mm como en el de 15 mm. La tendencia general indica que la resistencia disminuye al aumentar la longitud del CL en todos los materiales. Esta disminución es más pronunciada en el grupo B-RC, que muestra una reducción a casi la mitad de su resistencia. De manera similar, los grupos TI-HIPC y ZF-C también experimentan descensos significativos en resistencia al pasar de una longitud a otra.

**Tabla 16.** Medias de la resistencia a la flexión para cada longitud de CL

Cantiléver	B-RC	B-HIPC	ZF-C	ZTN	CRCO-C	TI-HIPC
7,5 mm	1136 N	576 N	910,60 N	1190 N	2098 N	2060 N
15 mm	555,6 N	438,8 N	450,8 N	945 N	2016 N	1329,2 N

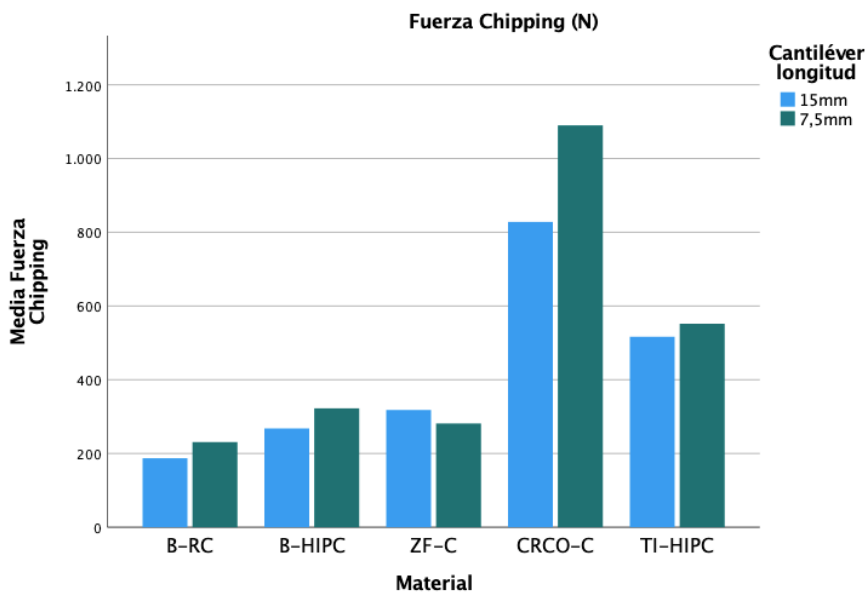


**Figura 62.** Diagrama de barras de resistencia a la flexión en ambos CLs

Respecto a la resistencia a la fractura del recubrimiento (F Chipping), se observa un patrón similar de disminución con la longitud del CL, aunque con variaciones más sutiles. El grupo CrCo-C destaca por su elevada resistencia al chipping en ambas longitudes. Por otro lado, el grupo ZF-C presenta un comportamiento atípico, con una resistencia al chipping mayor en el CL más largo. El grupo B-RC permanece como el de menor resistencia en ambos CL, destacando la menor resistencia de la resina compuesta convencional.

**Tabla 17.** Medias de la resistencia a la fractura del recubrimiento para cada longitud de CL

Cantiléver	B-RC	B-HIPC	ZF-C	CRCO-C	TI-HIPC
7,5 mm	231 N	322,8 N	281,4 N	1090,2 N	552 N
15 mm	187,2 N	268 N	318 N	828,4 N	516,6 N



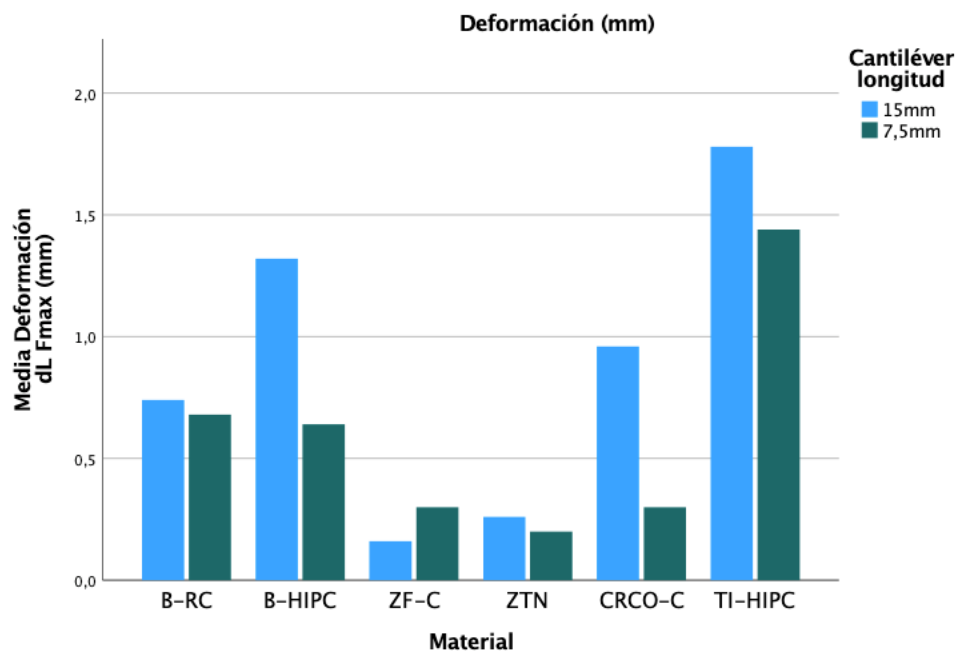
**Figura 63.** Diagrama de barras de resistencia a la fractura de recubrimiento en ambos CLs

En cuanto a la deformación, el grupo Ti-HIPC es el que presenta mayor deformación, evidenciando un comportamiento más elástico en ambas longitudes del CL. El grupo B-HIPC, el grupo B-RC en ambas longitudes, y el grupo CrCo-C en el CL más

largo también demuestran una buena flexibilidad. Contrariamente, los grupos de circonio, ZF-C y ZTN, muestran una mínima deformación, debido a la rigidez inherente a las cerámicas. Además, el análisis comparativo destaca que la deformación tiende a incrementarse con la longitud del CL, siendo más notoria en materiales flexibles como los metálicos y los de BioHPP. Esta tendencia es inversa para el grupo ZF-C, donde se observa una reducción en la deformación para el CL más largo, posiblemente debido a una fractura prematura.

**Tabla 18.** Medias de la deformación para cada longitud de CL

Cantiléver	B-RC	B-HIPC	ZF-C	ZTN	CRCO-C	TI-HIPC
7,5 mm	0,7 mm	0,6 mm	0,3 mm	0,2 mm	0,3 mm	1,4 mm
15 mm	0,7 mm	1,3 mm	0,2 mm	0,2 mm	1 mm	1,8 mm



**Figura 64.** Diagrama de barras de deformación en ambos CLs

### 7.3 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Una vez realizado el análisis descriptivo, se procede con el análisis inferencial para examinar los resultados obtenidos de cada uno de los objetos de estudio.

#### Test de Normalidad

Se realizó un análisis de la normalidad para evaluar la distribución de los datos obtenidos para las variables cuantitativas (F Max, F. Chipping y dL), con el fin de determinar si aplicar pruebas estadísticas paramétricas o no paramétricas. Dada la naturaleza de la muestra, se seleccionó el test de Shapiro-Wilk para la evaluación de normalidad, es cual es altamente recomendado para muestras de tamaño pequeño debido a su gran sensibilidad. Se estableció un valor de  $p < 0,05$  como umbral de significancia. De acuerdo con este criterio, un valor de  $p < 0,05$  indica que la distribución de la variable no es normal, mientras que un valor de  $p > 0,05$  sugiere normalidad en la distribución de los datos. Para las variables de fuerza (F Max y F Chipping) todos los grupos presentan una distribución normal y se han aplicado test paramétricos, mientras que para la deformación (dL) se han realizado test no paramétricos.

**Tabla 19.** Test de Normalidad para los datos obtenidos en el cantiléver de 7,5 mm.

		Material	Shapiro-Wilk		
			estadístico	df	Sig.
Fuerza máxima	(N)	BioHPP- RC pasta (B-RC)	,951	5	,744
		BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,861	5	,233
		Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,875	5	,288
		Luxor Z TN monolítico (ZTN)	,819	5	,114
		CrCo- cerámica (CRCO-C)	,684	5	,061
		Titanio- HIPC (TI-HIPC)	,722	5	,076
Fuerza Chipping	(N)	BioHPP- RC pasta (B-RC)	,957	5	,785
		BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,878	5	,299
		Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,831	5	,141
		CrCo- cerámica (CRCO-C)	,829	5	,138
		Titanio- HIPC (TI-HIPC)	,964	5	,836
Deformación dL F Max (mm)		BioHPP- RC pasta (B-RC)	,863	5	,238
		BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,800	5	,081
		Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,908	5	,453
		Luxor Z TN monolítico (ZTN)	,883	5	,325
		CrCo- cerámica (CRCO-C)	.	5	*
		Titanio- HIPC (TI-HIPC)	,922	5	,544

df: grados de libertad \* Al no tener dato se considera como un valor significativo

**Tabla 20.** Test de Normalidad para los datos obtenidos en el cantiléver de 15 mm.

Material		Shapiro-Wilk		Sig.
		estadístico	df	
Fuerza máxima	BioHPP- RC pasta (B-RC)	,875	5	,287
	(N) BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,831	5	,142
	Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,916	5	,506
	Luxor Z TN monolítico (ZTN)	,869	5	,263
	CrCo- cerámica (CRCO-C)	,822	5	,122
	Titanio- HIPC	,921	5	,534
Fuerza Chipping	BioHPP- RC pasta (B-RC)	,974	5	,898
	(N) BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,772	5	,042
	Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,936	5	,640
	CrCo- cerámica (CRCO-C)	,925	5	,561
	Titanio- HIPC (TI-HIPC)	,873	5	,279
Deformación dL F Max (mm)	BioHPP- RC pasta (B-RC)	,795	5	,074
	(N) BioHPP- HIPC (B-HIPC)	,552	5	<b>&lt;,001</b>
	Luxor ZF- cerámica (ZF-C)	,771	5	<b>,046</b>
	Luxor Z TN monolítico (ZTN)	,684	5	<b>,006</b>
	CrCo- cerámica (CRCO-C)	,943	5	,685
	Titanio- HIPC (TI-HIPC)	,733	5	<b>,021</b>

df: grados de libertad

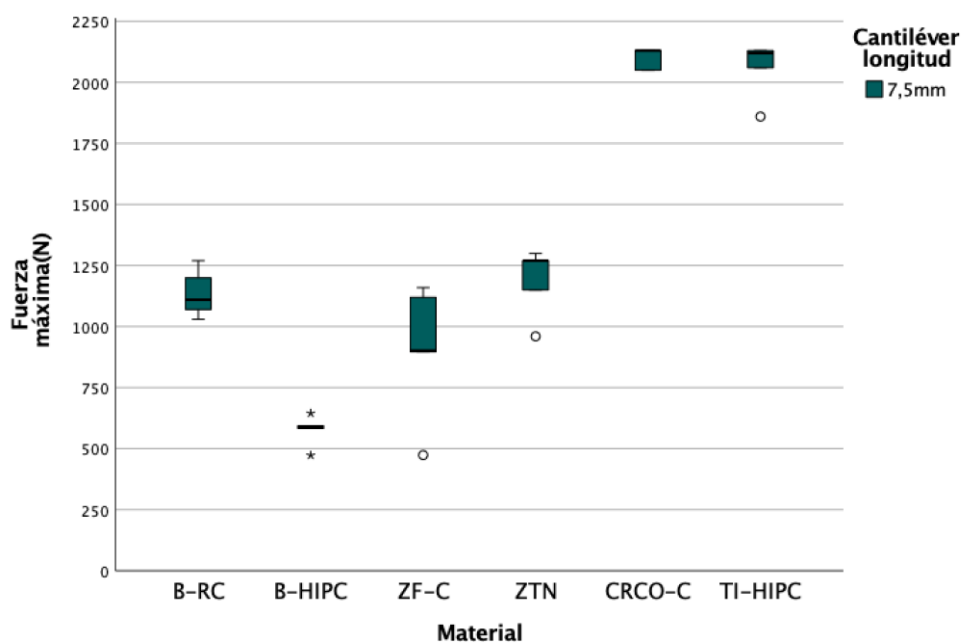
### 7.3.1 ANALISIS DE LA VARIANZA

Se evaluaron las diferencias en las variables de fuerza, cuyos datos cumplían los principios de normalidad, mediante el análisis de varianza de dos factores (ANOVA bifactorial). Este análisis es crucial no solo para comparar las medias de tres o más grupos y determinar si existen diferencias entre ellos, sino también para evaluar tanto los efectos principales como las interacciones entre el tipo de material y la longitud del cantiléver (CL). Tras identificar efectos significativos, se aplicó la prueba a posteriori de comparaciones múltiples de Bonferroni para realizar comparaciones específicas entre los grupos. El ajuste de Bonferroni asegura la confiabilidad de las diferencias observadas, al controlar rigurosamente la probabilidad de error tipo I que surge de realizar múltiples comparaciones. En primer lugar, se analizaron los resultados para las variables de fuerza en cada longitud de cantiléver (CL).

### A) Fuerza Máxima (F Max)

El ANOVA bifactorial mostró diferencias estadísticamente significativas en FMax entre los grupos de materiales estudiados ( $p < 0,001$ ). A continuación, se empleó un ajuste de Bonferroni para las comparaciones específicas entre grupos, cuyos resultados para el CL de 7,5 mm, se reflejan en la **tabla 21**.

Casi todas las comparaciones muestran diferencias significativas, excepto la comparación entre los dos grupos de circonio ZTN y ZF-C ( $p = 0,09$ ); los dos grupos de metal CRCO-C y TI-HIPC ( $p = 1$ ); y el grupo B-RC con los grupos ZF-C y ZTN ( $p > 0,05$ ), lo cual sugiere similitudes en su comportamiento mecánico bajo las condiciones de carga aplicadas. Se observaron diferencias significativas entre los grupos de BioHPP, siendo la resistencia del BioHPP-RC ( $1136N \pm 97,88$ ) significativamente mayor que el grupo BioHPP-HIPC ( $576,60N \pm 63,02$ ), con una diferencia de medias de 559,40 N ( $p < .001$ ).



El círculo representa valores atípicos y el \* son valores atípicos más alejados.

**Figura 56.** Diagrama de cajas (Boxplot) de resistencia a la flexión en el CL de 7,5 mm

También se observa que el grupo B-HIPC muestra diferencias significativas con el resto de grupos ( $p < 0,001$ ), indicando valores de F Max más bajos (diferencia de medias negativa). Por ejemplo, comparando B-HIPC con TI- HIPC, la diferencia de media es de -1,483,40 N, lo que indica que TI-HIPC es significativamente más resistente que B-HIPC.

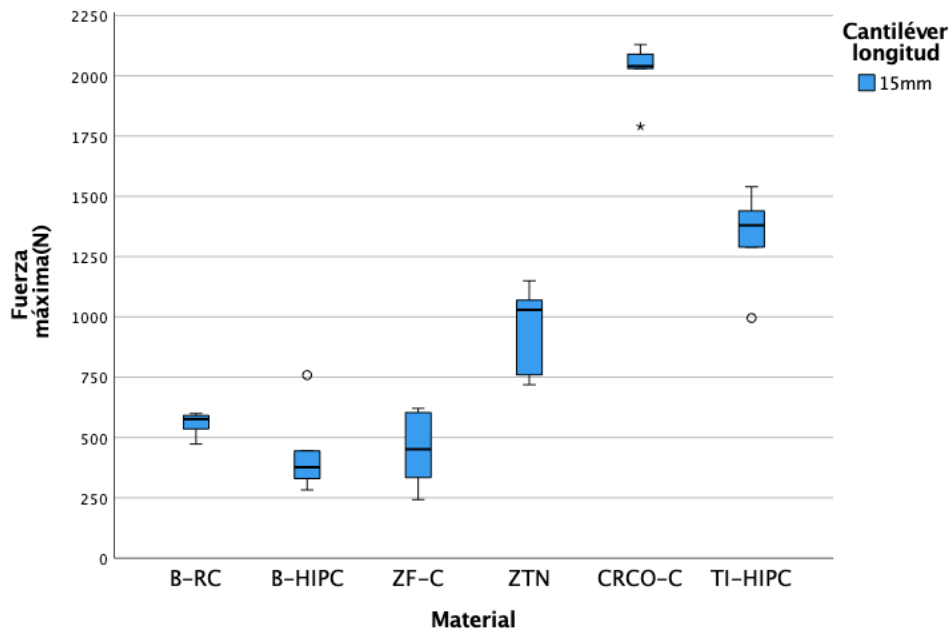
En resumen, las comparaciones indican que hay diferencias significativas en la fuerza máxima entre casi todos los pares de grupos de materiales, lo que sugiere que la elección del material afecta significativamente la resistencia a la flexión. Estas diferencias deben ser consideradas en la selección de materiales para aplicaciones que requieran una alta resistencia.

**Tabla 21.** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni en CL 7,5 mm

Cantiléver longitud	(I) Material	(J) Material	Diferencia de medias (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>
7,5mm	B-RC	B-HIPC	559,400*	97,753	<,001
		CRCO-C	-962,000*	97,753	<,001
		TI- HIPC	-924,000*	97,753	<,001
	B-HIPC	B-RC	-559,400*	97,753	<,001
		ZF-C	-334,000*	97,753	,019
		ZTN monolítico	-613,400*	97,753	<,001
		CRCO-C	-1521,400*	97,753	<,001
		TI- HIPC	-1483,400*	97,753	<,001
	ZF-C	B-HIPC	334,000*	97,753	,019
		CRCO-C	-1187,400*	97,753	<,001
		TI- HIPC	-1149,400*	97,753	<,001
	ZTN monolítico	B-HIPC	613,400*	97,753	<,001
		CRCO-C	-908,000*	97,753	<,001
		TI- HIPC	-870,000*	97,753	<,001
	CRCO-C	B-RC	962,000*	97,753	<,001
		B-HIPC	1521,400*	97,753	<,001
		ZF-C	1187,400*	97,753	<,001
		ZTN monolítico	908,000*	97,753	<,001
	TI- HIPC	B-RC	924,000*	97,753	<,001
		B-HIPC	1483,400*	97,753	<,001
ZF-C		1149,400*	97,753	<,001	
ZTN monolítico		870,000*	97,753	<,001	

b. Ajuste para comparaciones múltiples ajustado por Bonferroni. Valores significativos.

Para el CL de 15mm, que representa una longitud experimental elevada, no se detectaron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza máxima, entre los materiales B-RC, B-HIPC y ZF-C ( $p>0,05$ ), indicando similitudes en sus propiedades mecánicas de resistencia a la flexión. Por otro lado, se identificaron diferencias significativas al comparar el grupo de circonio monolítico ZTN con el de circonio cerámica ZF-C. Asimismo, los materiales ZTN, CRCO-C y TI-HIPC mostraron diferencias significativas tanto con los tres primeros grupos (B-RC, B-HIPC, ZF-C) como entre sí ( $p<0,005$ ).



El círculo representa valores atípicos y el \* son valores atípicos más alejados.

**Figura 57.** Diagrama de cajas (Boxplot) de resistencia a la flexión en el CL de 15 mm

Estos resultados sugieren que los materiales ZTN, CRCO-C y TI-HIPC exhiben una mayor resistencia a la flexión en comparación con B-RC, B-HIPC y ZF-C. Las diferencias marcadas en la fuerza máxima entre estos grupos de materiales enfatizan la importancia de seleccionar el material más adecuado en función de las demandas mecánicas específicas.

**Tabla 22.** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni en 15 mm

Cantiléver longitud	(I) Material	(J) Material	Diferencia de medias (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>
15mm	B-RC	ZTN monolítico	-390,200*	97,753	<b>,003</b>
		CRCO-C	-1460,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		TI- HIPC	-773,600*	97,753	<b>&lt;,001</b>
	B-HIPC	ZTN monolítico	-507,000*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		CRCO-C	-1577,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		TI- HIPC	-890,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
	ZF-C	ZTN monolítico	-495,000*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		CRCO-C	-1565,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		TI- HIPC	-878,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
	ZTN monolítico	B-RC	390,200*	97,753	<b>,003</b>
		B-HIPC	507,000*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		ZF-C	495,000*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		CRCO-C	-1070,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		TI- HIPC	-383,400*	97,753	<b>,004</b>
	CRCO-C	B-RC	1460,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		B-HIPC	1577,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		ZF-C	1565,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		CRCO-C	1070,200*	97,753	<b>&lt;,001</b>
	TI- HIPC	TI- HIPC	686,800*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		B-RC	773,600*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		B-HIPC	890,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		ZF-C	878,400*	97,753	<b>&lt;,001</b>
		CRCO-C	383,400*	97,753	<b>,004</b>
TI- HIPC		-686,800*	97,753	<b>&lt;,001</b>	

b. Ajuste para comparaciones múltiples ajustado por Bonferroni. Valores significativos.

Por último, el test de ANOVA bifactorial reveló que tanto el tipo de material como la longitud del cantiléver tienen efectos significativos independientes en la fuerza máxima de resistencia a la flexión de las muestras y detectó una interacción estadísticamente significativa entre el material y la longitud del cantiléver ( $p < 0,001$ ), indicando que la resistencia varía según la combinación específica de estos dos factores.

En otras palabras, el efecto de cada material en F Max cambia en función de la longitud del CL. Al existir una interacción positiva, que indica un efecto combinado de las variables material y longitud del CL sobre la resistencia a la flexión, las comparaciones de los materiales únicamente sin considerar la longitud del cantiléver, puede llevar a conclusiones imprecisas.

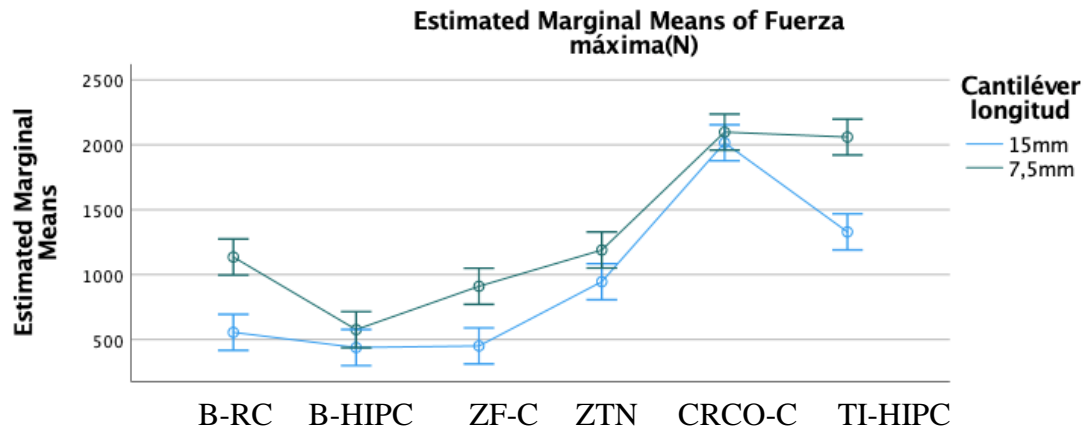
**Tabla 23.** ANOVA Bifactorial fuerza máxima

<b>Fuerza máxima(N)</b>	<b>p-valor</b>
Material	<,001
Cantiléver longitud	<,001
<b>Interacción</b>	<b>&lt;,001</b>

A continuación, se realizaron las comparaciones pareadas con el test de Bonferroni para evaluar el efecto de la longitud del CL en la fuerza máxima de los distintos materiales. Los resultados indicaron diferencias significativas en varios materiales al comparar ambas longitudes. Los grupos B-RC, ZF-C, ZTN y TI-HIPC mostraron una disminución significativa en F Max al pasar de 7,5 mm a 15 mm ( $p < 0,001$ ). En contraste, no se observaron diferencias significativas para B-HIPC y CRCO-C en ninguna de las dos longitudes evaluadas ( $p = 0,165$  y  $p = 0,406$  respectivamente). Los valores de diferencia de medias (N) reflejan la diferencia en la fuerza máxima al comparar el CL de 7,5 mm con el de 15 mm para cada material. Un valor positivo indica una mayor fuerza en el CL de 7,5 mm, mientras que un valor negativo indica una mayor fuerza en el CL de 15 mm. En la tabla todos los grupos muestran valores positivos indicando una mayor resistencia en los CL de menor longitud.

**Tabla 24.** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni por material y longitud de CL

<b>Material</b>	<b>Comparación Longitud CL</b>	<b>Diferencia de medias (N)</b>	<b>Std. Error</b>	<b>Sig.</b>
<b>B-RC</b>	7,5 mm vs 15 mm	580,40	97,75	<b>&lt; 0,001</b>
<b>B-HIPC</b>	7,5 mm vs 15 mm	137,80	97,75	0,165
<b>ZF-C</b>	7,5 mm vs 15 mm	459,80	97,75	<b>&lt; 0,001</b>
<b>ZTN</b>	7,5 mm vs 15 mm	244,20	97,75	<b>0,016</b>
<b>CRCO-C</b>	7,5 mm vs 15 mm	82,00	97,75	0,406
<b>TI-HIPC</b>	7,5 mm vs 15 mm	730,80	97,75	<b>&lt; 0,001</b>



Cada punto en el gráfico representa la media de F Max y las barras de error representan el IC del 95%.

**Figura 58.** Medias de la resistencia a la flexión por Material y Longitud de CL

En el gráfico superior un intervalo de confianza (IC) que no se superpone con otro indica diferencias estadísticamente significativas en la fuerza máxima entre los materiales o las longitudes de cantiléver.

Partiendo de la hipótesis nula (H0) de que “no habrá diferencias en la resistencia a la flexión (F Max) entre los distintos grupos de materiales, independientemente de su composición y de la longitud del cantiléver”, los resultados del ANOVA bifactorial demostraron la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las medias obtenidas de las prótesis de los seis grupos estudiados ( $p < 0,001$ ), con un intervalo de confianza del 95 %, por lo que se rechaza la hipótesis nula. Además, los análisis confirmaron la existencia de una interacción entre ambas variables independientes.

### **B) Fuerza Mínima (F Chipping)**

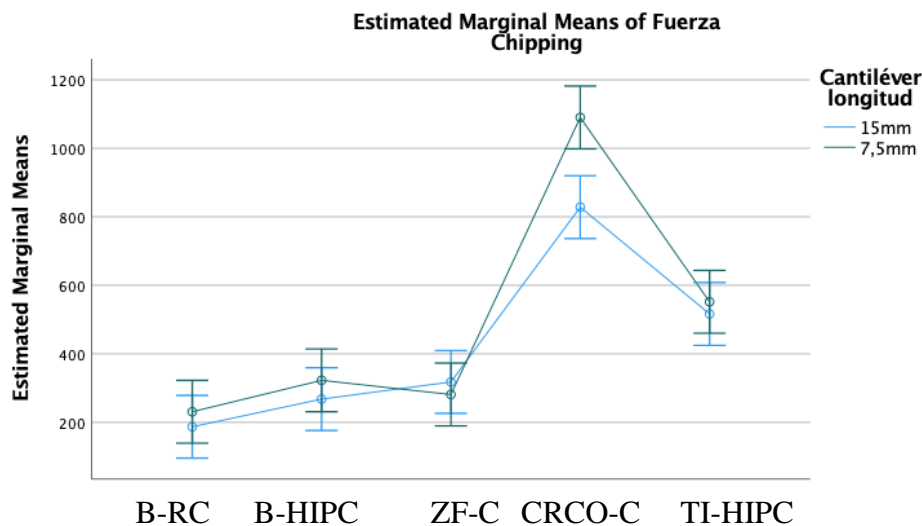
La comparación de la fuerza mínima, o resistencia a la fractura del recubrimiento, entre los seis grupos de materiales se realizó también con un ANOVA bifactorial seguido de un ajuste de Bonferroni. Los resultados, presentados en la **Tabla 25**, indican efectos significativos en F Chipping para el tipo de material ( $p < 0,001$ ) y la longitud del cantiléver

( $p=0,016$ ). Se observó una interacción estadísticamente significativa entre los dos factores ( $p=0,027$ ).

**Tabla 25.** ANOVA Bifactorial fuerza Chipping

Fuerza Chipping (N)	p-valor
Material	<,001
Cantiléver longitud	0,016
<b>Interacción</b>	<b>0,027</b>

Se observó que no hubo diferencias significativas para F Chipping, en el CL más corto (7,5mm), entre los grupos B-RC, B-HIPC y ZF-C ( $p=1,000$ ), indicando similitudes en su resistencia a la fractura del recubrimiento. Sin embargo, los grupos CRCO-C y TI-HIPC mostraron diferencias estadísticamente significativas con los tres primeros grupos (B-RC, B-HIPC y ZF-C) con valores de  $p<0,005$ , y entre sí, con una  $p<0,001$ . Los resultados observados a una longitud de voladizo de 15 mm fueron consistentes con los datos obtenidos en el cantiléver de 7,5 mm. No hubo diferencias significativas en la fuerza de fractura entre los grupos B-RC, B-HIPC y ZF-C ( $p>0,05$ ) pero sí entre estos tres y los grupos metálicos, TI-HIPC ( $p<0,04$ ) y CRCO-C ( $p<0,001$ ). La mayor diferencia se encontró en el grupo CRCO-C, que exhibió diferencias significativas con el resto de grupos ( $p<0,001$ ), lo que sugiere que la combinación CRCO-C posee una resistencia al chipping mayor que el resto de grupos.



Cada punto en el gráfico representa la media de F Chipping y las barras de error representan el IC del 95%.

**Figura 59.** Medias de la resistencia a la fractura del recubrimiento por Material y Longitud de CL

Las comparaciones múltiples de Bonferroni para la fuerza de fractura del recubrimiento por material y longitud de cantiléver revelan que, con la excepción del grupo CRCO-C, no hay diferencias estadísticamente significativas en F Chipping entre las longitudes de cantiléver de 7,5 mm y 15 mm para el resto de combinaciones, como lo indican los valores de significancia (Sig.) con una  $p > 0,05$ .

Para CRCO-C, si existe una diferencia significativa en la fuerza de fractura de la cerámica entre las dos longitudes de cantiléver evaluadas, con un valor de  $p < 0,001$ . Esto sugiere que la longitud del cantiléver tiene un impacto considerable en la resistencia a la fractura de este grupo, no obstante su valor en el CL largo es de 828,40N, de dos a cuatro veces mayor que el resto.

**Tabla 26.** Comparaciones múltiples para F Chipping por material y longitud de CL (Bonferroni)

Material	Comparación Longitud CL	Diferencia de medias (N)	Std. Error	Sig.
<b>B-RC</b>	7,5 mm vs 15 mm	43,800	64,128	,499
<b>B-HIPC</b>	7,5 mm vs 15 mm	54,800	64,128	,398
<b>ZF-C</b>	7,5 mm vs 15 mm	36,600	64,128	,571
<b>CRCO-C</b>	7,5 mm vs 15 mm	261,800*	64,128	<,001
<b>TI-HIPC</b>	7,5 mm vs 15 mm	35,400	64,128	,584

### 7.3.2 TEST NO PARAMÉTRICOS

#### Deformación (dL F Max)

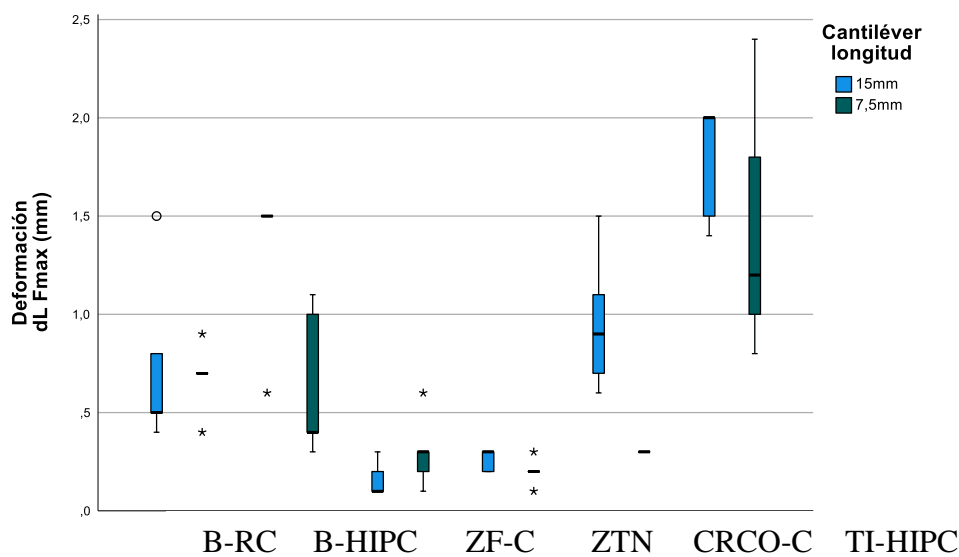
Para analizar los datos de deformación de los materiales en el momento de máxima fuerza se ha utilizado el test no paramétrico de Kruskal-Wallis, calculando la dL por cada longitud de cantiléver.

En el contraste de hipótesis se encuentran diferencias significativas para la deformación, medida en mm, entre los distintos grupos ( $p < 0,001$ ).

**Tabla 27.** *Kruskal-Wallis Deformación*

Total N	30
Test Statistic	24,371
Degree Of Freedom	5
Asymptotic Sig.(2-sided test)	<,001

La prueba de Kruskal-Wallis indica que hay diferencia en las distribuciones. Después se realizaron las comparaciones múltiples a posteriori (corrección de Bonferroni). En el cantiléver de 7,5 mm, el grupo TI-HIPC presenta diferencias estadísticamente significativas con los grupos de circonio ZTN ( $p=0,001$ ) y ZF-C ( $p=0,019$ ) y con el grupo CRCO-C ( $p=0,040$ ). En 15mm, las diferencias se encuentran entre el grupo ZF-C con los grupos B-HIPC, CRCO-C y TI-HIPC ( $p < 0,01$ ) y entre el grupo ZTN con los grupos CRCO-C ( $p=0,042$ ) y TI-HIPC ( $p=0,008$ ). Estos hallazgos destacan la flexibilidad de la combinación TI-HIPC, y la rigidez de los grupos de circonio y del CRCO-C en una longitud más reducida.



El círculo representa valores atípicos y el \* son valores atípicos más alejados.

**Figura 60.** *Diagrama de cajas (Boxplot) de deformación en ambos CLs*

## **7.4 ANÁLISIS DE FALLOS**

Aunque el análisis de fallos es complementario a las pruebas mecánicas, su naturaleza analítica y diagnóstica justifica su tratamiento como un apartado independiente. Tras el ensayo de flexión, se llevó a cabo una observación de los fallos presentados para determinar la incidencia y el tipo de fallo presentado en cada uno de los grupos y para cada uno de los cantilévers.

### **7.4.1 DESCRIPCIÓN GENERAL DE LOS HALLAZGOS**

Los fallos fueron clasificados en cuatro categorías: fractura total de la prótesis (F.E), fractura del recubrimiento (F.R), fractura del tornillo (F.T) y deformación permanente de la prótesis (D.E).

Las fracturas del recubrimiento se subdividieron en tres categorías según el origen del fallo:

- Cohesivos (C)
- Adhesivos (A)
- Mixtos (M).

Cabe destacar que los fallos cohesivos implican una fractura interna del material de recubrimiento, mientras que los fallos adhesivos ocurren en la unión entre la estructura de la prótesis y el recubrimiento. Los resultados del análisis de fallos se presentan en las **Tablas 28 y 29**.

**Tabla 28.** Tipos de fallos observados

<b>Tipo de Fallo</b>	<b>CL</b>	<b>B-RC</b>	<b>B-HIPC</b>	<b>ZF-C</b>	<b>ZTN</b>	<b>CRCO-C</b>	<b>TI-HIPC</b>
<b>F. E</b>	<b>7,5</b>	3 (2*)	4 (1*)	5	5	0	1
	<b>15</b>	5 (1*)	3 (2*)	5	5	0	0
	<i>Total</i>	<b>8 (3*)</b>	<b>6 (3*)</b>	<b>10</b>	<b>10</b>	<b>0</b>	<b>1</b>
<b>F. R</b>	<b>7,5</b>	2	1	0	x	5	4
	<b>15</b>	0	2	0	x	5	5
	<i>Total</i>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>0</b>	<b>x</b>	<b>10</b>	<b>9</b>
<b>F. T</b>	<b>7,5</b>	0	0	0	0	0	0
	<b>15</b>	0	0	0	0	0	0
	<i>Total</i>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>D. E</b>	<b>7,5</b>	0	0	0	0	0	0
	<b>15</b>	0	0	0	0	0	3
	<i>Total</i>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>3</b>

Abreviaturas tipo de fallo: *F.E* (fractura estructura), *F.R* (fractura recubrimiento), *F.T* (fractura tornillo) y *D.E* (deformación de la estructura)

\* Fractura parcial de la estructura

Se observó una variedad de tipos entre los grupos. En los grupos de circonio y BioHPP, los fallos de la estructura fueron los más comunes. En los grupos ZF-C y ZTN, todas las fracturas de la estructura fueron completas, mientras que en los grupos BioHPP, algunas fracturas fueron parciales. En las estructuras metálicas, sólo una muestra del grupo TI-HIPC experimentó una fractura.

**Tabla 29.** Tipos de fallos observados en el recubrimiento

<b>Modo de Fallo</b>	<b>CL</b>	<b>B-RC</b>	<b>B-HIPC</b>	<b>ZF-C</b>	<b>CRCO-C</b>	<b>TI-HIPC</b>
<b>C</b>	<b>7,5</b>	0	0	0	5*	1
	<b>15</b>	0	1	0	1*	1
	<i>Total</i>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>6</b>	<b>2</b>
<b>A</b>	<b>7,5</b>	2	0	0	0	0
	<b>15</b>	0	0	0	0	0
	<i>Total</i>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>M</b>	<b>7,5</b>	0	1	0	0	3
	<b>15</b>	0	1	0	4	4
	<i>Total</i>	<b>0</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>4</b>	<b>7</b>

Abreviaturas modo de fallo: C (cohesivo), A (adhesivo) y M (mixto)

\* Chipping

Los fallos del recubrimiento fueron más frecuentes en los grupos con estructuras metálicas. En el grupo CRCO-C, se notaron principalmente fallos cohesivos, destacando por un número significativo de chipping sin fracturas estructurales. Estos fallos ocurrieron bajo una fuerza considerablemente mayor en comparación con otros grupos. Por otro lado, los fallos del recubrimiento de tipo mixto fueron prominentes en el grupo TI-HIPC, que combina una supraestructura con una infraestructura, lo cual sugiere complejidades en la interfase entre ambas.

No se registraron fracturas de tornillos en ningún grupo, y la deformación permanente de la estructura solo ocurrió en el grupo TI-HIPC. Respecto a las interfases cementadas en las estructuras, no hubo ningún descementado de las mismas.

## 7.4.2 OBSERVACIONES ESPECÍFICAS POR GRUPO

### a) Grupo B-RC:

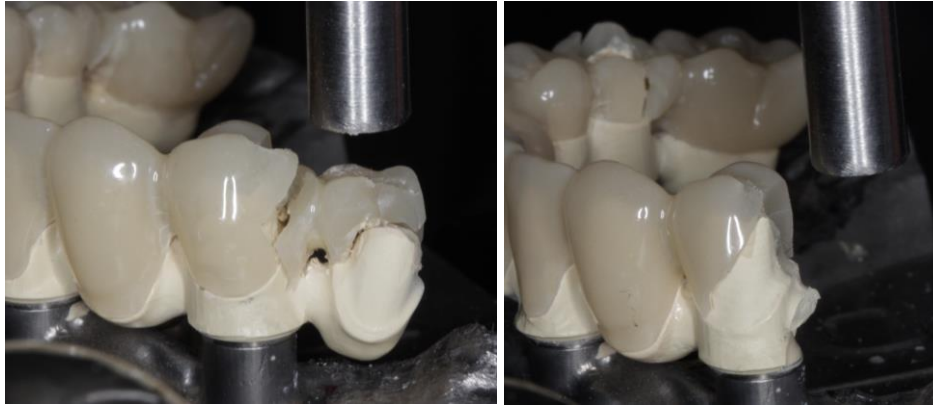
Se observaron fallos en la estructura de BioHPP, tanto fracturas totales como parciales, particularmente a nivel del conector distal para cantilévers de 15 mm, y en la interfase de titanio distal para los de 7,5 mm. Las fracturas en la interfase revelaron exposición del cemento, sugiriendo posibles fallos en la adhesión entre la estructura y la interfase. Además, en dos cantilévers de longitud estándar se registraron fracturas del material de recubrimiento sin la ruptura de la estructura, siendo ambas fracturas de tipo adhesivo.



*Figura 61. Fracturas grupo B-RC: fractura estructura a nivel del conector (izquierda), fractura recubrimiento adhesiva (medio), fractura estructura a nivel de la interfase (derecha).*

### b) Grupo B-HIPC:

En este grupo se observaron fallos estructurales con fracturas en siete cantilévers, de los cuales tres fueron parciales. Todas las fracturas ocurrieron en el conector distal de BioHPP. Además, se registraron tres fallos en el recubrimiento fresado de HIPC, siendo uno de tipo cohesivo y dos de tipo mixto.



**Figura 62.** Fracturas grupo B-HIPC: fractura HIPC de tipo mixto (izquierda), fractura total de la estructura de BioHPP (derecha).

**c) Grupo ZF-C:**

Se observaron rupturas en la estructura de circonio en todas las muestras. En los cantilévers cortos, las fracturas se localizaron a nivel de la interfase más próxima al voladizo y entre los dientes 33-34. Por otro lado, en los cantilévers largos, las rupturas se presentaron tanto en la interfase distal como en el conector distal.

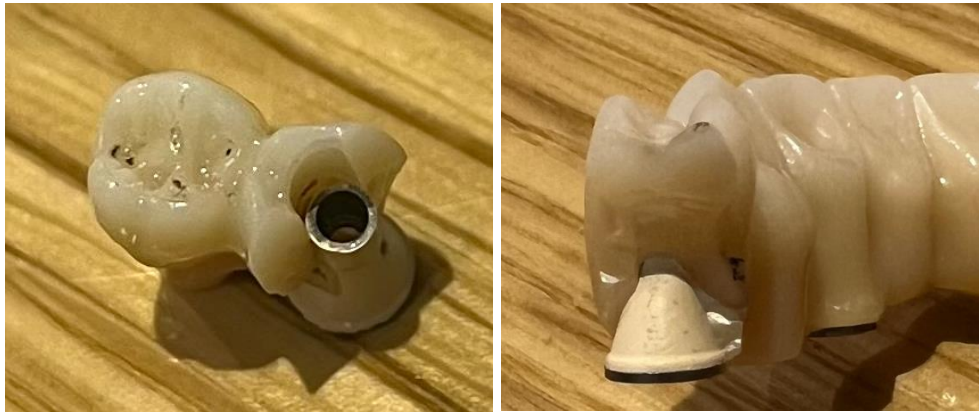


**Figura 63.** Fracturas grupo ZF-C: fractura estructura a nivel del conector (izquierda), fractura estructura a nivel de la interfase (derecha).

**d) Grupo ZTN:**

Todos los fallos estuvieron asociados con rupturas en la estructura a nivel de la interfase y exposición del cemento, afectando principalmente la zona de la chimenea. En

tres muestras las rupturas ocurrieron a distal de la interfase y en siete directamente en la chimenea.



**Figura 64.** Fracturas grupo ZTN: en la chimenea (izquierda) y sin afectar la chimenea (derecha)

#### e) Grupo CRCO-C:

En este grupo no se registraron fracturas de la estructura. Los fallos se limitaron al recubrimiento, observándose chipping en la cerámica de recubrimiento en los cantilévers de longitud estándar. Al aumentar la longitud del cantiléver a 15 mm, las fracturas en la cerámica de recubrimiento se hicieron más extensas y predominaron los fallos de tipo mixto.



**Figura 65.** Fracturas grupo CRCO: fallo adhesivo extenso de la cerámica

**f) Grupo TI-HIPC:**

En los cantilévers de 7,5 mm, se registró una fractura en la estructura de titanio a nivel del conector distal. Además, se observaron fracturas del recubrimiento de HIPC, siendo la mayoría de tipo mixto. Por el contrario, en los voladizos de 15 mm, las fracturas del recubrimiento fueron más extensas y ocurrieron en la interfase titanio-composite. En un caso aislado, la supraestructura del HIPC se rompió por el conector distal, aunque la estructura de titanio subyacente no resultó afectada. En tres ocasiones, las estructuras de titanio presentaron deformaciones permanentes.



*Figura 66. Fracturas grupo TI-HIPC: fractura de tipo cohesivo de la supraestructura de HIPC (izq.), fractura de tipo mixto junto con la deformación plástica de la estructura de titanio (derecha)*

Estos hallazgos destacan cómo los modos de fallo varían según el material y la longitud del cantiléver. Algunos materiales tienden más al chipping del recubrimiento, mientras que otros exhiben fallos más severos, como fracturas estructurales o extensas fracturas del recubrimiento de tipo mixto. La complejidad de los fallos observados sugiere la importancia de una adecuada selección del material y una precisa fabricación de las prótesis.

## 7.5 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE RUGOSIDAD SUPERFICIAL

La evaluación de la rugosidad superficial de los materiales no metálicos, empleados en las estructuras de las PFIAC, se determinó utilizando dos parámetros tridimensionales de rugosidad: Sa (rugosidad superficial de área promedio) y Sz (altura máxima pico-valle). La muestra para este ensayo fue de (n=40) dividido en cuatro grupos: BioHPP (B), BioHPP Plus (BP), circonio Luxor Z Frame (ZF) y circonio Luxor Z True Nature (ZTN). Todas las muestras se midieron antes y después de un proceso de termociclado. En primer lugar, se realizó una estadística descriptiva con los valores medios de rugosidad superficial y desviaciones estándar para los parámetros Sa y Sz.

**Tabla 30.** Valores medios de la rugosidad superficial y DE ( $\mu\text{m}$ ) para Sa y Sz.

Grupos	Sa		Sz	
	R inicial	R tmcl	R inicial	R tmcl
B	0.66 $\pm$ 0.07 <sup>aA</sup>	0.65 $\pm$ 0.13 <sup>aA</sup>	16.13 $\pm$ 5.84 <sup>aA</sup>	16.56 $\pm$ 11.48 <sup>aA</sup>
BP	0.75 $\pm$ 0.09 <sup>aA</sup>	0.75 $\pm$ 0.14 <sup>aA</sup>	15.08 $\pm$ 3.27 <sup>aA</sup>	15.19 $\pm$ 4.01 <sup>aA</sup>
ZF	0.75 $\pm$ 0.15 <sup>aA</sup>	0.81 $\pm$ 0.14 <sup>aA</sup>	33.63 $\pm$ 23.91 <sup>bA</sup>	56.55 $\pm$ 23.92 <sup>bB</sup>
ZM	0.70 $\pm$ 0.09 <sup>aA</sup>	0.75 $\pm$ 0.14 <sup>aA</sup>	18.98 $\pm$ 9.29 <sup>abA</sup>	33.85 $\pm$ 14.90 <sup>aB</sup>

*R. inicial: rugosidad tras el proceso de fabricación, R. tmcl: rugosidad tras el termociclado.*

\* Las mismas letras en superíndice en minúscula en la misma columna y en mayúscula en la misma fila indican que no hay diferencias significativas ( $p < 0.05$ )

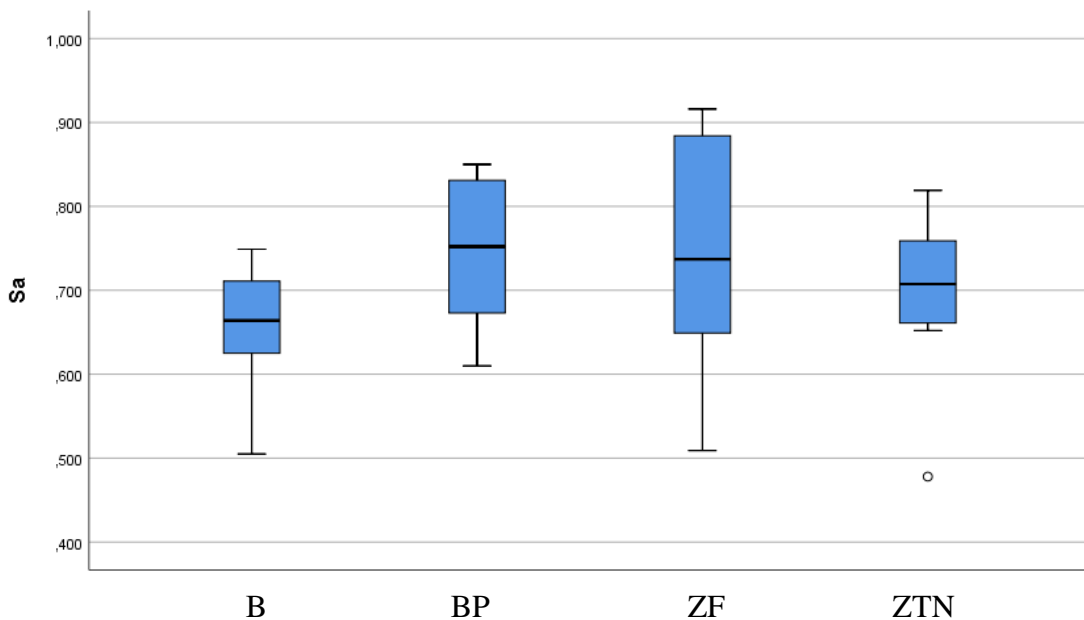
En los resultados obtenidos vemos que la Sz (altura máxima) presenta una gran variabilidad, debido a que se ve afectado por la presencia de poros, grietas y defectos. Este parámetro es útil porque nos indica el desnivel y la presencia de defectos localizados en la superficie analizada.

A continuación se determinó la normalidad de la muestra con la prueba de Shapiro Wilk. Como la muestra fue normal ( $p > 0,05$ ) aplicamos el test paramétrico del análisis de la varianza ANOVA, con un nivel de confianza del 95%. Los resultados de la estadística

descriptiva e inferencial se describirán en detalle en cada momento de la evaluación de la rugosidad.

### 7.5.1 DATOS DE RUGOSIDAD INICIAL

Después del procedimiento de fabricación de las prótesis, los valores más altos de  $S_a$  se observaron en los grupos ZF ( $0,75 \pm 0,15 \mu\text{m}$ ) y BP ( $0,75 \pm 0,09 \mu\text{m}$ ), seguidos por los grupos ZNT y B con ( $0,70 \pm 0,09 \mu\text{m}$ ) y ( $0,66 \pm 0,07 \mu\text{m}$ ), respectivamente. En los valores iniciales de  $S_a$ , no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p=0,21$ ).

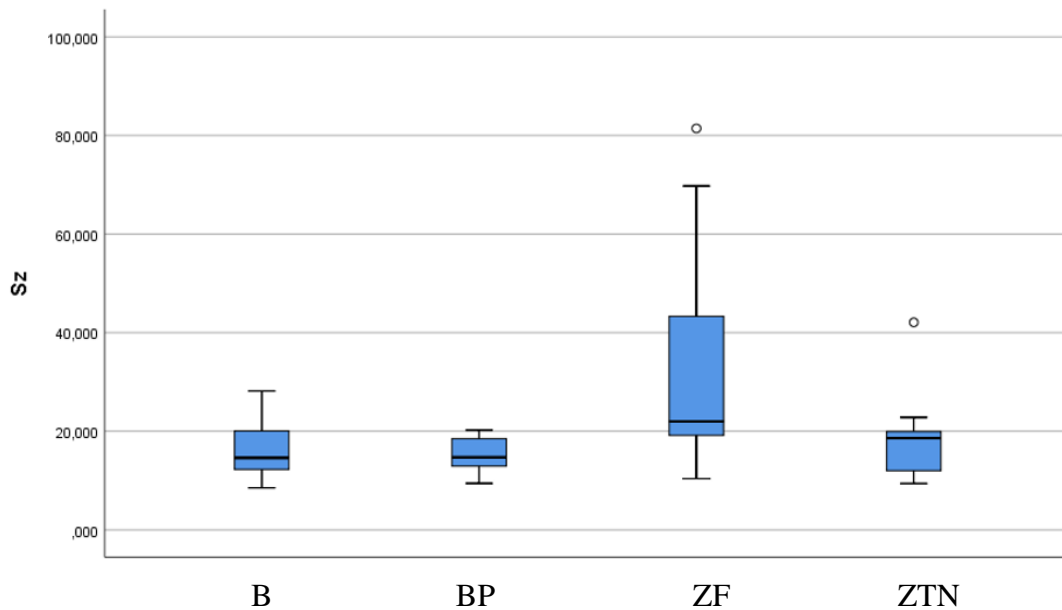


El círculo representa valores atípicos.

**Figura 67.** Diagrama de cajas (Boxplot) de rugosidad media  $S_a$  ( $\mu\text{m}$ ) por materiales

Con respecto al parámetro  $S_z$ , el valor más alto también se obtuvo en el grupo ZF ( $33,63 \pm 23,91 \mu\text{m}$ ), seguido por los grupos ZTN ( $18,98 \pm 9,29 \mu\text{m}$ ), B ( $16,13 \pm 5,84 \mu\text{m}$ ) y BP ( $15,08 \pm 3,27 \mu\text{m}$ ). Para esta variable si se encontraron diferencias significativas entre los distintos grupos ( $p=0,01$ ). Tras las pruebas post-hoc de Bonferroni para comparaciones múltiples, se observaron diferencias significativas entre el grupo ZF y los

grupos B y BP ( $p < 0,04$ ), mientras que no se observó ninguna diferencia significativa con el grupo ZTN ( $p = 0,11$ ).



El círculo representa valores atípicos.

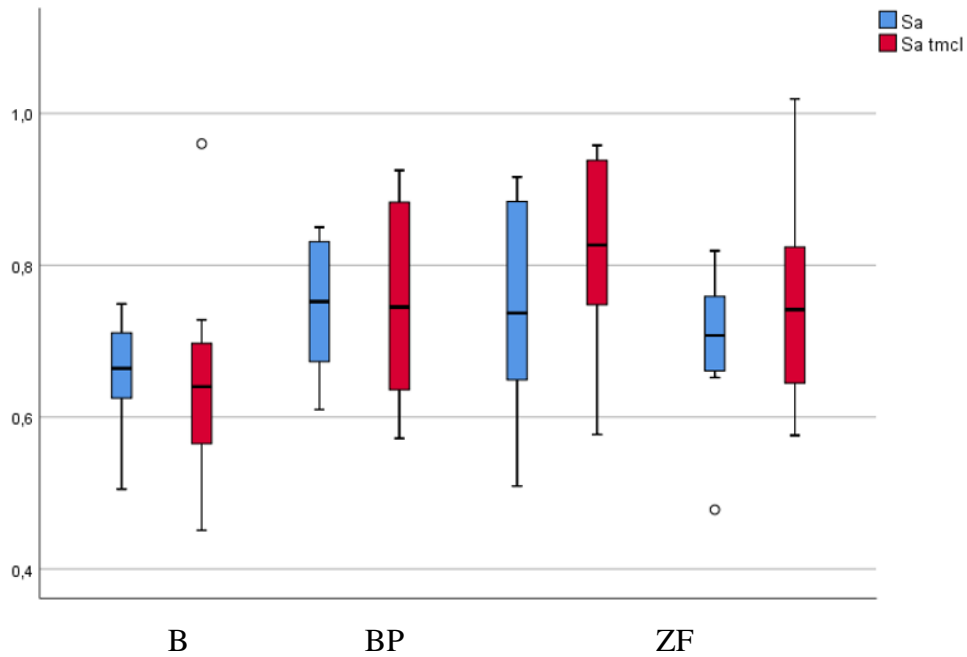
**Figura 68.** Diagrama de cajas (Boxplot) de rugosidad máxima  $S_z$  ( $\mu\text{m}$ ) por materiales

### 7.5.2 DATOS DE RUGOSIDAD TRAS TERMOCICLADO

Los especímenes envejecidos ( $5-55^\circ\text{C}$ , 10.000 ciclos) fueron analizados y para la variable “ $S_a \text{ tmcl}$ ”, el grupo ZF tuvo el valor más alto ( $0,81 \mu\text{m}$ ) y el grupo B el valor más bajo ( $0,65 \mu\text{m}$ ). Sin embargo, no se detectaron diferencias significativas entre los cuatro grupos ( $p = 0,09$ ). Con respecto al parámetro “ $S_z \text{ tmcl}$ ”, el valor más alto también se obtuvo en el grupo ZF ( $56,55 \mu\text{m}$ ), seguido por los grupos ZM ( $33,85 \mu\text{m}$ ), B ( $16,56 \mu\text{m}$ ) y BP ( $15,19 \mu\text{m}$ ). El ANOVA unidireccional encontró diferencias significativas ( $p = 0,00$ ) y la prueba de Bonferroni reveló diferencias significativas entre el grupo ZF y el resto de los grupos (B, BP y ZNT) ( $p < 0,05$ ).

### 7.5.3 EFECTO DEL TERMOCICLADO

Se utilizó una prueba ANOVA para muestras relacionadas para evaluar la influencia del termociclado en la rugosidad superficial inicial. El termociclado mostró un efecto mínimo en el parámetro Sa en relación con los materiales estudiados. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre “Sa” y “Sa tmcl” entre los cuatro grupos ( $p>0,05$ ).

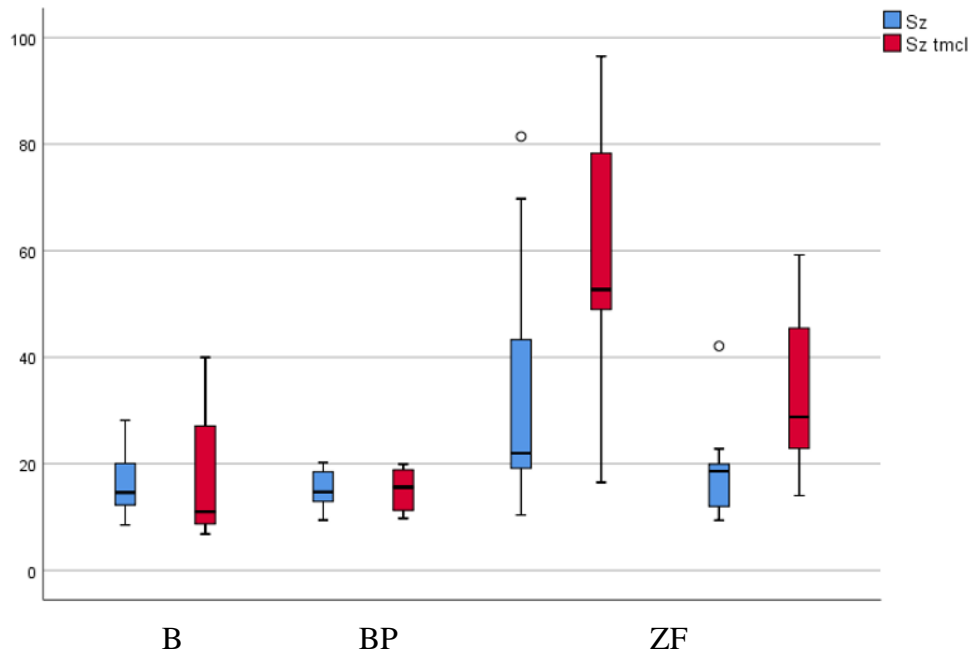


El círculo representa valores atípicos.

**Figura 69.** Diagrama de cajas (Boxplot) de Sa-Sa tmcl ( $\mu\text{m}$ ) por materiales

Sin embargo, se observaron diferencias significativas entre “Sz” y “Sz tmcl”, exclusivamente en los grupos de circonio ZF ( $p=0,04$ ) y ZNT ( $p=0,02$ ).

Los valores de Sa y Sz para los grupos de PEEK modificado (B y BP) después del envejecimiento se mantuvieron similares a los de las muestras recibidas en el laboratorio. Los resultados de las mediciones para ambos parámetros de rugosidad 3D, antes y después del termociclado, se presentan en las **Figuras 69 y 70**.

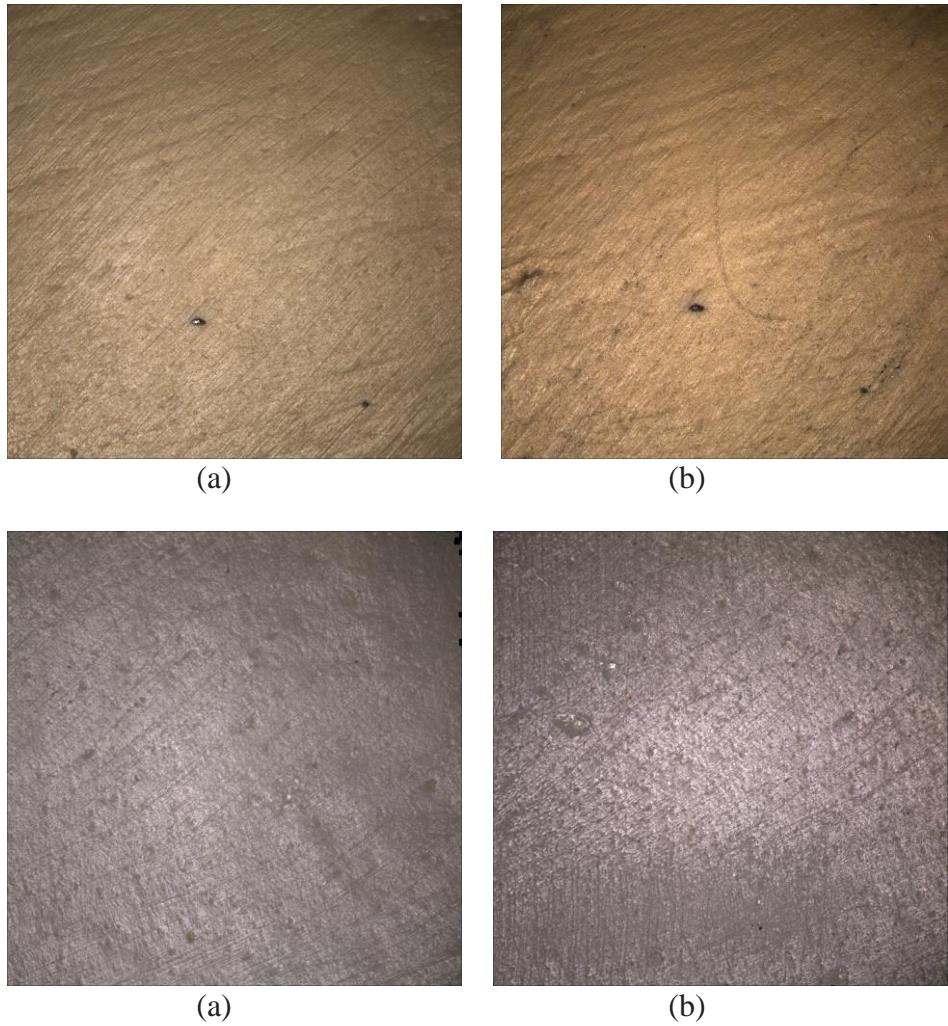


El círculo representa valores atípicos.

**Figura 70.** Diagrama de cajas (Boxplot) de Sz-Sz tmcl ( $\mu\text{m}$ ) por materiales

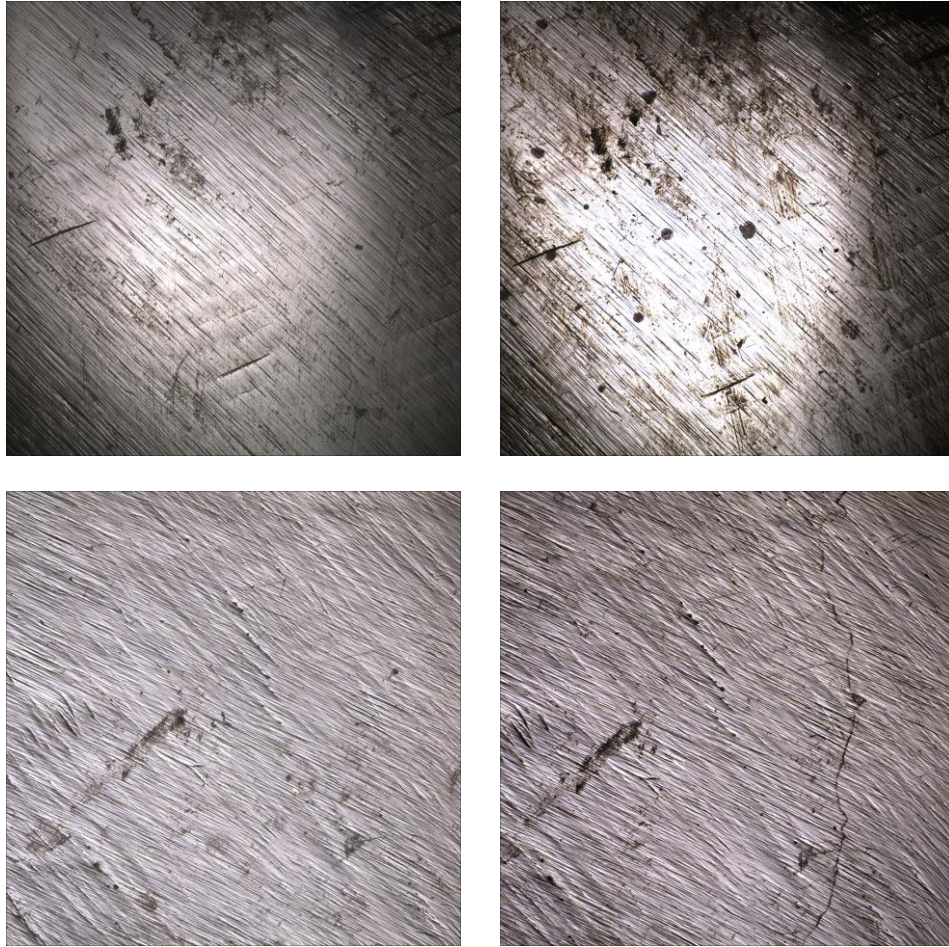
#### 7.5.4. ANÁLISIS MICROSCÓPICO DE LA SUPERFICIE

La evaluación microscópica de la superficie de los materiales, con una magnificación de 10x, reveló que el termociclado no indujo alteraciones significativas en los materiales basados en PEEK modificado. No se observaron grietas, y solo se detectaron pequeños poros y líneas del fresado antes y después del envejecimiento artificial tanto en los grupos B como en los BP (**Figura 71**).



**Figura 71.** *Imágenes microscópicas de los grupos B (superior) y BP (inferior) a 10x aumentos.  
(a) rugosidad inicial; (b) rugosidad después de tmcl. Se observan pequeños poros y líneas del fresado.*

Por otro lado, los grupos de circonio exhibieron superficies con irregularidades menores, incluyendo rasguños de la fresa, defectos preexistentes y pequeñas grietas que se hicieron más pronunciadas después del envejecimiento artificial (**Figura 72**).



**Figura 72.** *Imágenes microscópicas de los grupos ZF (superior) y ZNT (inferior) a 10x aumentos. (a) rugosidad inicial; (b) rugosidad después de tmcl. Se observan rasguños y defectos más visibles después de tmcl.*

Estos resultados proporcionan una comprensión detallada del comportamiento de los diferentes materiales utilizados para prótesis sobre implantes de arcada completa y resaltan la importancia de considerar las propiedades superficiales como un factor clave en la selección de materiales para aplicaciones clínicas de largo plazo.

## **8. DISCUSIÓN**

## 8. DISCUSIÓN

Este estudio evaluó la resistencia a la fractura de distintos materiales utilizados en prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC) con cantiléver bilateral, con longitudes de 7,5 mm y 15 mm, utilizando la fuerza máxima (F Max) durante un ensayo de flexión como principal indicador de medición. En el análisis, los resultados obtenidos del ANOVA bifactorial mostraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia, dependiendo del tipo de material y la longitud del cantiléver ( $p < 0,001$ ). Estos hallazgos rechazan la hipótesis nula inicial, que postulaba la inexistencia de diferencias significativas en la resistencia a la flexión entre los grupos, independientemente del material o la longitud del cantiléver. Esto confirma que tanto la composición del material como la longitud del cantiléver afectan directamente la resistencia estructural de las prótesis, siendo cruciales para el diseño y la elección de materiales en la fabricación de PFIAC.

En la discusión de nuestros resultados, es fundamental considerar las siguientes premisas: 1). Definición de F Max: se definió como la carga más elevada registrada durante el ensayo de flexión, considerando tres posibles escenarios: la fuerza de rotura para muestras fracturadas, la capacidad máxima de carga (2100 N) para aquellas que no se fracturaron, y la máxima fuerza alcanzada en muestras que, sin romperse ni llegar a la carga máxima, se deformaron hasta el límite predeterminado de 1,5 a 2,5 mm, momento en el cual se detuvo el ensayo. 2). Se consideró una fractura la aparición de grietas visibles, eventos acústicos y/o caídas significativas de carga durante el ensayo. 3). La resistencia a la flexión se puede medir en Megapascales (MPa) o en Newton (N) /metro cuadrado ( $m^2$ ). Comprender que  $1N/mm^2$  equivale a 1MPa, según la ISO 6872:2015

(180), es vital para realizar comparaciones adecuadas tanto con otros estudios como con las especificaciones técnicas de los fabricantes.

Respecto a la determinación de la longitud del voladizo, se deben tener en cuenta varios factores críticos como la biomecánica, la distancia AP, la calidad ósea, el número y distribución de los implantes, el diseño de la rehabilitación y el material de la prótesis (62,181). En este estudio, los cantilévers se diseñaron con longitudes de 7,5 mm, correspondiente a un tamaño estándar en la práctica clínica (7,50), y de 15 mm, considerado por algunos autores como la longitud máxima permitida para una prótesis atornillada de arco completo en la mandíbula (64). Esta elección nos permitió evaluar la resistencia de los materiales en una situación límite.

Además, varios estudios in-vitro han buscado optimizar el diseño de prótesis implantosoportadas, analizando cómo la longitud del cantiléver influye en la distribución del estrés a la prótesis y los implantes (182). Es importante destacar que las configuraciones en voladizo pueden afectar significativamente la distribución de carga y la tensión en los materiales, lo que subraya la recomendación de mantener los voladizos lo más cortos posibles para evitar complicaciones tanto en la prótesis como en los aditamentos o implantes (51,183).

## **8.1 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN**

### **Comparación por Longitud de Cantiléver (CL)**

En nuestro estudio, la comparación entre las longitudes de cantiléver de 7,5 mm y 15 mm reveló que los voladizos con un tramo más corto (7,5 mm) mostraron una mejora significativa en la resistencia media a la fractura en comparación con los más largos (15

mm), sugiriendo que reducir la longitud del voladizo mejoró la resistencia a la fractura de la prótesis. Esta disminución en la resistencia con el aumento de la longitud del CL se observó en todos los materiales investigados y resultó ser más pronunciada en algunos de ellos. Por ejemplo, la combinación de BioHPP y resina compuesta (B-RC) mostró una resistencia del doble (1100 N) en el cantiléver de 7,5 mm frente a solo 555 N en el de 15 mm. De manera similar, en el grupo TI-HIPC, la resistencia disminuyó de 2060 N a 1329 N, y en el grupo ZF-C, de 911 N a 451 N, al aumentar la longitud del cantiléver.

Estos hallazgos concuerdan con estudios *in vitro* previos. Varios investigadores han explorado cómo la longitud del cantiléver afecta a la resistencia a la flexión en estructuras atornilladas, pero sin utilizar anatomías reales ni recubrimientos. *Novais*, evaluó el efecto de la longitud del cantiléver en estructuras de circonio en forma de barra, encontrando que los cantiléver de 6 mm soportaron una carga media de 442 N antes de romperse, mientras que aquellos de 10 mm solo soportaron 215 N (66). En nuestro estudio, las estructuras de circonio mostraron resistencias a la fractura muy superiores con valores de 910 N y 1190 N para cantilévers de 7,5 mm, y de 450 N y 945 N para los de 15 mm en los grupos ZF-C y ZTN, respectivamente. Aunque las magnitudes de resistencia varían, ambos estudios confirman la tendencia de que un aumento en la longitud del cantiléver se asocia con una disminución en la capacidad de carga.

Adicionalmente, *Alshiddi* investigó la influencia de la longitud del cantiléver y el refuerzo del grosor alrededor del pilar más próximo al cantiléver (+ 0,5 mm) en estructuras de circonio con voladizos de 7 y 10 mm. Observó una resistencia de 950 N en cantilévers de 7 mm reforzados, comparado con 540 N sin refuerzo; y de 609 N frente a 402 N en los cantilévers de 10 mm. El valor en el grupo reforzado es comparable a los 945 N observados en nuestro grupo de circonio monolítico (ZTN) para cantilévers de 15 mm (67).

En resumen, estos hallazgos confirman la tendencia observada hacia una mayor resistencia con voladizos más cortos, lo que es consistente con nuestros resultados.

Por tanto, podemos concluir que las variaciones en la longitud del cantiléver afectan significativamente a la resistencia a la fractura de los materiales investigados, corroborando que la reducción en la longitud del CL mejora la resistencia a la fractura de la prótesis.

El estudio de *Alshahrani* et al. (2017) investigó la influencia de la longitud del cantiléver y el grosor ocluso-cervical en la resistencia a la fractura y la distribución de la tensión en estructuras de circonio monolítico. El estudio encontró que ambos factores tienen un impacto significativo en la carga hasta fractura, siendo los especímenes con mayor grosor y menor longitud los que soportaban mayores cargas. Este hallazgo se alinea con los resultados de nuestra investigación. Además, la técnica de correlación de imágenes tridimensionales utilizada por *Alshahrani* para medir la deformación reveló que la mayor tensión se localizaba en las áreas próximas al cantiléver, sugiriendo que la optimización del diseño de estas áreas es crucial para mejorar la durabilidad de las prótesis de circonio bajo condiciones de carga. No observó una interacción significativa entre ambos factores (68).

### **Grosos mínimos y dimensiones de los conectores**

Además de la importancia de la longitud del cantiléver en PFIAC, es esencial considerar el grosor mínimo de las estructuras alrededor de los pilares así como las dimensiones de los conectores, en especial los más próximos al voladizo, para prevenir complicaciones mecánicas. Investigaciones previas han mostrado que las dimensiones del conector son cruciales para la resistencia estructural de las prótesis y han explorado el grosor óptimo para aumentar su resistencia (64,68,184). Sin embargo, debido a las

variaciones en los requerimientos de cada material, la estandarización de estos grosores y dimensiones presenta retos únicos.

En el presente estudio, que incluyó seis materiales diferentes para la fabricación de PFIAC, no fue posible estandarizar completamente el grosor y el diseño de la estructura para todos los grupos debido a las especificidades de cada material, pero si se mantuvieron las dimensiones finales de la prótesis del grupo monolítico a volumen completo y los grupos bicapa. Los grosores mínimos utilizados estuvieron en conformidad con las especificaciones mínimas recomendadas por el fabricante para las restauraciones sobre implantes de BioHPP (0,6 mm) y de los circonios Luxor Z (0,7-0,8mm), siendo de mayor grosor para los cantilévers largos (1 mm). Aunque los metales, debido a sus propiedades mecánicas, pueden requerir grosores menores en comparación con el circonio y el BioHPP, se optó por mantener las dimensiones de este último para estandarizar los diseños. Esto resultó en que las estructuras metálicas fueron especialmente rígidas y resistentes (89,185).

Con respecto al tamaño de los conectores este varió según el diseño de la prótesis, siendo considerablemente mayores en el diseño monolítico ( $9 \times 5 \text{ mm}^2$ ) en comparación con el diseño reducido para los recubrimientos convencionales ( $5 \times 3 \text{ mm}^2$ ). Para el diseño que combinaba una estructura con una supraestructura de composite fresado, que necesita más espacio para albergar la supraestructura, se diseñaron conectores más finos ( $4 \times 3 \text{ mm}^2$ ). A pesar de que el fabricante recomienda un mayor grosor del conector próximo a un cantiléver, mínimo de  $5 \times 3 \text{ mm}^2$  para el BioHPP, esto no se cumplió para el grupo B-HIPC debido al diseño utilizado de una estructura con muñones. Esto puede explicar que este grupo haya obtenido los valores más bajos de resistencia a la fractura en ambos tamaños de cantiléver, registrando un valor de 440 N en condiciones desfavorables de 15 mm como consecuencia de su diseño. Por otro lado, el mismo material de estructura con

un recubrimiento de resina convencional (B-RC), la cual teóricamente posee propiedades mecánicas inferiores al composite fresado, obtuvo una resistencia de 555 N en el cantiléver de 15 mm, evidenciando la idea de que un mayor diámetro de los conectores próximos al cantiléver mejora la rigidez y resistencia de la prótesis. Por último, cabe mencionar que los recubrimientos de HIPC fresados en una sola pieza necesitan conectores más amplios, como hemos comentado a expensas de la infraestructura. En el diseño realizado para estos recubrimientos de HIPC el conector fue aproximadamente de 4,5 x 5 mm<sup>2</sup>.

Varios estudios en estructuras de circonio también respaldan la idea que el refuerzo de los conectores distales más próximos al voladizo puede mejorar significativamente la resistencia a la fractura en ensayos in vitro (67). En esta línea *Chong*, evaluó la resistencia a la fractura en estructuras de circonio con dos grosores de conector (5 x 3 mm<sup>2</sup> y 4 x 3 mm<sup>2</sup>), reportando la mayor resistencia a la fractura (1012 N) con el conector de mayor tamaño y una carga aplicada a 7 mm de distancia (64). En nuestro estudio el grupo ZF-C obtuvo un valor de resistencia similar (911 N) con un conector de 5 x 3 mm<sup>2</sup> y una longitud de cantiléver de 7,5 mm. *Larsson*, en su artículo del 2007, estudió la resistencia a la fractura de prótesis fijas de circonio empleando diferentes dimensiones del conector. Los hallazgos de su estudio sugieren utilizar un diámetro mínimo de conector de 4 x 4 mm<sup>2</sup> en áreas de alta carga masticatoria (184).

Nuestros resultados indican que para PFIAC de circonio Luxor Z Frame estratificadas con cerámica un conector de 5 x 3 mm<sup>2</sup> muestra una resistencia confiable en presencia de un cantiléver estándar de 7,5 mm. Por otra parte, las PFIAC de circonio monolítico Luxor Z True Nature con un conector de 9 x 5 mm<sup>2</sup>, presentan una alta resistencia incluso para un cantiléver experimental de 15mm. Esto corrobora que un mayor grosor del conector se traduce en una mejora en la resistencia a la fractura.

Con respecto a los grosores mínimos recomendados para la estructura alrededor de los pilares, es importante considerar tanto las especificaciones del fabricante como los hallazgos de estudios relevantes. Por ejemplo, *Ozer* en 2018, en su investigación *in vitro* sobre estructuras de circonio monolítico, demostró que los especímenes con un grosor de 1,3 mm presentaron una resistencia a la flexión significativamente mayor que aquellos con un grosor de 0,8 mm. Este resultado subraya la importancia de considerar grosores adecuados en el diseño de prótesis dentales para optimizar su durabilidad y funcionalidad (186).

### **Comparación por Tipo de Materiales**

En nuestro estudio se evidenció que los grupos con estructuras metálicas mostraron la mayor resistencia, con valores entre los 1300 y 2100 N. A ellas le siguió el circonio monolítico (945-1190 N) y luego los grupos de BioHPP-RC y circonio-cerámica con menor resistencia, especialmente en voladizos de mayor longitud, siendo el grupo BioHPP-HIPC el menos resistente (438-576 N).

Mientras que tradicionalmente las prótesis metal-cerámicas han sido la elección primaria para PFIAC, demostrando altas tasas de supervivencia (69), observamos una tendencia creciente hacia el uso de restauraciones sin metal y monolíticas CAD-CAM, con materiales como el circonio y el BioHPP .

Los **irconios de última generación**, como el circonio translúcido Luxor Z investigado en este estudio, ofrecen un rango variable de resistencia y translucidez, lo que los hace prometedores para aplicaciones de alto estrés en PFIAC, aunque la literatura sobre estos materiales es todavía limitada por su reciente incorporación al mercado (158). *Ban* (2021) destaca la importancia de una terminología precisa para entender las características de los diferentes tipos de circonio, los cuales pueden variar desde

composiciones uniformes con variación de color hasta composiciones híbridas que varían entre cervical e incisal (150). Nuestros hallazgos indican que la circona monolítica Luxor ZTN puede ofrecer una resistencia a la flexión de hasta 1000 MPa, similar a lo reportado en estudios previos como el de *Matsuzaki* (2015), destacando su utilidad clínica para PFIAC (187). En este contexto, los desafíos se han centrado en el uso de materiales monolíticos de óxido de circonio para evitar problemas como el chipping y para optimizar los requisitos de grosor del material (154). Las diferencias en la carga de fractura entre los grupos de circonio en el presente estudio pueden explicarse por el grosor del material. Bajo estrés cuanto mayor sea el grosor del circonio mayor será la carga de fractura. Según el fabricante, la resistencia a la flexión del circonio Luxor Z Frame es ligeramente mayor que el circonio Luxor Z TN, no obstante, el uso del primero en estructuras con reducción, y del segundo en estructuras monolíticas, otorgaron una mayor resistencia al Luxor ZTN. Además, el procedimiento del recubrimiento cerámico también puede afectar a la resistencia.

Otra alternativa utilizada en este estudio es el **BioHPP (Biopolímero de alto impacto)**, un PEEK con refuerzo cerámico, que destaca por su bajo módulo de elasticidad, similar al del hueso, y su buena adhesión a los materiales de recubrimiento, lo que garantiza una mejor resistencia al chipping; sin embargo, su deformación bajo estrés puede ser un inconveniente (114). La literatura sobre el uso del BioHPP como estructura para PFIAC es limitada y sobre todo se basa en casos clínicos (19). *Jin* (2019) evaluó la resistencia *in vitro* del BioHPP y el titanio, demostrando que el BioHPP presenta una alta resistencia a la flexión en puentes atornillados sugiriendo que podría ser una alternativa viable al metal (167). Por otro lado, *Stawarczyk* investigó la carga de fractura de prótesis dentales fijas de BioHPP de tres unidades obteniendo valores que oscilaron

entre los 1700 – 2300 N) (121). En nuestra investigación se alcanzó una resistencia media a la fractura de 1136 N en un tramo en cantiléver.

Estudios retrospectivos como el de *Wang* (2022) que comparó el BioHPP con el titanio en PFIAC, reportó que ambos materiales mostraron tasas de supervivencia comparables, indicando una menor pérdida ósea para el BioHPP, lo que sugiere una posible ventaja en la reducción del estrés transmitido al hueso(51). Esta capacidad del BioHPP para absorber fuerzas oclusales, (37) lo hace interesante para evaluar su efecto amortiguador en la función masticatoria con el fin de prevenir la sobrecarga de implantes y de complicaciones mecánicas. En resumen, la selección de materiales es muy importante en este tipo de prótesis fijas de arcada completa sobre implantes.

La literatura que evalúa in-vitro la resistencia a la flexión o la fractura en PFIAC con cantiléver bilateral es limitada, y los estudios existentes generalmente incluyen muestras pequeñas y se centran en la comparación de solo dos o tres grupos de materiales. El estudio de *Haroyan-Darbinyan* et al. (2022) examina la resistencia de fractura de prótesis híbridas implantoportadas con cantiléver de 13 mm en tres combinaciones de material de estructura y recubrimiento, Cromo-Cobalto (CC) y Fibra de Carbono (CF) con recubrimiento de resina acrílica y CF con recubrimiento de resina compuesta, donde el grupo con el mayor valor medio de carga de fractura fue CC-A con 1365 N, seguido por CF-A y CF-R con 655 N y 332 N respectivamente, mostrando diferencias significativa en función del material de las prótesis (124). A pesar de que las combinaciones materiales son distintas a las nuestras, el grupo de CF-R puede considerarse similar al BioHPP-RC, que registra una resistencia superior con un cantiléver más largo. Además, aunque ambos materiales basados en PEEK precisan recubrimiento el color del BioHPP es más favorable. Estos hallazgos, subrayan que la

elección del material de la prótesis tiene un impacto crítico en la resistencia mecánica y el comportamiento ante cargas, y permiten recomendar evitar voladizos mayores a 7-8 mm en los materiales basados en PEEK en este tipo de prótesis.

## **8.2 RESISTENCIA A LA FRACTURA DEL RECUBRIMIENTO**

La resistencia al **chipping** de las prótesis generalmente sigue la misma tendencia que para la fuerza máxima observada; los cantilévers estándar mostraron una mejora significativa en la resistencia media de fractura en comparación con los de mayor longitud pero con variaciones menos marcadas.

En el presente estudio *in vitro*, las prótesis metal-cerámicas, más rígidas, soportaron la mayor carga de fractura del recubrimiento. La buena adhesión entre el metal y la cerámica está claramente demostrada en la literatura; no obstante, *Sailer* (2018) señala que la fractura del recubrimiento se da con más frecuencia en la situación *in vivo* que en los ensayos *in vitro* (107).

En el grupo de circonio-cerámica, se observaron grandes variaciones en la fuerza de chipping, esto puede deberse a los efectos negativos de la cerámica de recubrimiento confeccionada con técnica manual que puede tener más defectos reduciendo su resistencia mecánica. La resistencia de unión entre el núcleo y el recubrimiento para las restauraciones de zirconia se ha investigado ampliamente. Estudios actuales indican que esta unión está en el mismo rango que para los sistemas metal-cerámica, y por lo tanto las fracturas del recubrimiento no se pueden explicar únicamente por la adhesión. Cabe destacar que un diseño anatómico adecuado de la estructura crea un mejor soporte para la cerámica de recubrimiento aumentando su resistencia a cargas altas (140). Además, la mayoría de las fracturas de la porcelana de recubrimiento se consideran cohesivas, con

residuos de cerámica de recubrimiento restante en el núcleo, coincidiendo con nuestros resultados.

En cuanto al BioHPP, se analizó en dos subgrupos diferenciados por sus respectivos recubrimientos y diseños. El grupo BioHPP-resina compuesta (B-RC) mostró una menor resistencia a la fractura del recubrimiento en comparación con el BioHPP-composite fresado HIPC (B-HIPC). Se observó que para las PFIAC con supraestructura de HIPC (B-HIPC y TI-HIPC), el mayor grosor del recubrimiento fresado de HIPC logró alcanzar cargas mucho más altas que en el resto de grupos. Investigaciones previas han reportado una excelente adhesión entre el BioHPP y las resinas compuestas, lo que es un aspecto crucial para la durabilidad y estética de las restauraciones dentales (131,169). *Jin* (2019) reportó que el BioHPP mostró una mayor resistencia de adhesión al composite que el titanio (167).

*Vahnstrom* (2022), investigó cómo afecta el material de la estructura (Cromo-Cobalto, Titanio y Circonio) a la resistencia a la fractura de la porcelana de recubrimiento tras termociclado y un ensayo de flexión, encontrando que no existen diferencias significativas entre los grupos a pesar de la variación en los rangos de resistencia al chipping de 340-1484 N (14). Finalmente, es relevante mencionar que bajo una carga media de masticación (150-200 N), todos los recubrimientos evaluados demostraron un buen comportamiento mecánico en PFIAC con cantiléver.

## **Envejecimiento**

Las restauraciones dentales deben funcionar en un ambiente húmedo y resistir variaciones de temperaturas así como fluctuaciones de carga durante largos períodos de tiempo (170). Es crucial que estos materiales, especialmente los monolíticos y

recubrimientos expuestos al medio oral, mantengan su integridad a pesar de estas condiciones desafiantes. El termociclado puede causar una degradación de resinas y cerámicas, especialmente cerámicas de fase vítrea, y aunque algunos estudios no han identificado un impacto significativo del envejecimiento térmico en estos materiales, la realización del termociclado antes del ensayo de flexión es recomendada por su capacidad de simular el envejecimiento y prevenir la aparición de fracturas bajo cargas inesperadamente altas que podrían no cumplirse en las condiciones orales. El número de 10,000 ciclos es el más empleado en los estudios in vitro de materiales (177,188).

Además, el enfoque de fatiga más relevante clínicamente es la simulación de la masticación mediante ensayos de carga cíclica. Aunque estos procedimientos consumen mucho tiempo, proporcionan una mejor comprensión de la respuesta del material (189). Estos ensayos utilizan cargas de fractura más bajas de unos pocos cientos de Newtons (163). Sin embargo, dado que las fuerzas en las zonas posteriores de la boca suelen ser mucho mayores, los ensayos de flexión proporcionan unos datos valiosos adicionales. La combinación del envejecimiento químico y mecánico artificial conduce a la degradación mecánica por el crecimiento lento de grietas, lo que puede reducir considerablemente la resistencia de un material con el tiempo, resultando en fracturas a cargas mucho más bajas que las resistencias iniciales del material (190,191).

### **8.3 DEFORMACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS**

Las diferencias en la deformación estructural entre los grupos de materiales testados son significativas, tanto para cantilévers de 7,5 mm como de 15 mm, rechazando la tercera hipótesis nula. La deformación fue mayor en metales y polímeros que en

circonio. Esto se ha constatado en otros estudios (192) sugiriendo que la elección del material influye en la flexibilidad y resistencia de la prótesis bajo carga funcional.

Al comparar las longitudes de cantiléver, se encontró que la deformación aumenta con la longitud del cantiléver. El CL de 15 mm mostró una tendencia a presentar una mayor deformación en la mayoría de los materiales, lo cual es consistente con las expectativas teóricas de comportamiento bajo carga. Este aumento en la elasticidad para el CL largo fue evidente en los grupos compuestos por materiales flexibles como los grupos metálicos y los grupos de BioHPP, mientras que la relación fue inversa en el grupo ZF-C, que disminuyó su deformación en el CL largo.

*Menini* en 2017, publicó uno de los primeros artículos in vitro comparando dos tipos de materiales para prótesis implantosoportadas de arcada completa con una anatomía real, para comparar la deformación entre ambas. Incluyó una estructura de una aleación de oro y otra confeccionada de fibra de carbono ambas recubiertas por resina acrílica. Se aplicó una carga de 300N con un ensayo de 3 puntos entre dos implantes y concluyó que la aleación de oro mostró una menor deformación que la fibra de carbono (0,09 y 0,13 mm), aunque los valores obtenidos son muy bajos debido a la baja carga aplicada (130). A pesar de que no utiliza la misma combinación de materiales y que nuestro ensayo es en voladizo, se pueden extrapolar a nuestros resultados ya que el PEEK reforzado con fibra de carbono puede tener un comportamiento similar al Bio.HPP, y la aleación de oro al titanio respectivamente. Contrario a sus resultados, en nuestro estudio el grupo de titanio fue más flexible que el Bio.HPP con valores de 1,7 mm (TI-HIPC) y 1,3 mm (B-HIPC) en el momento de fuerza máxima, este puede ser debido a que soportó una carga significativamente mayor sin romperse. Además para el grupo TI-HIPC tuvimos que ampliar el límite de 1,5mm a 2,5mm dado que su combinación de resistencia

y flexibilidad permitía que la estructura apoyara en el modelo subyacente falseando los resultados obtenidos.

### **Absorción de cargas**

*Menini* (2013), evaluó la capacidad de absorción de fuerzas de diversos materiales restaurativos incluyendo circonio, oro, cerámicas de silicato de vidrio y composite mediante un robot masticatorio que simulaba la carga oclusal en el hueso peri-implantario. Los resultados destacaron que las coronas de resina compuesta absorbían mejor las fuerzas oclusales, reduciendo significativamente el estrés transmitido en comparación con materiales más rígidos como el circonio y la cerámica. Este hallazgo es crucial para considerar el circonio en restauraciones implantosoportadas, especialmente en pacientes susceptibles a cargas oclusales elevadas, donde la selección del material podría influir significativamente en la longevidad del implante y el confort del paciente (36).

Respecto a la distribución de la tensión, varios autores han evaluado la influencia de la elección del material de las prótesis en la distribución de las fuerzas a los implantes y sus componentes. *Conserva* (2009), reveló diferencias notables en la capacidad de absorción de impactos entre coronas de cerámica y de resina compuesta, observando una menor transmisión de fuerzas en las de composite ofreciendo una mejor capacidad para absorber las fuerzas oclusales y por tanto podrían ayudar a mitigar el riesgo de daño a largo plazo de los implantes y los tejidos circundantes en comparación con la cerámica (193). Por otro lado, *Alshahrani* no observó que el grosor ocluso-cervical del material influyera en la distribución de las cargas de forma estadísticamente significativa (68).

La publicación de *Cabello-Domínguez et al.* (2020) ilustra una aplicación innovadora de materiales modernos sin metal en la rehabilitación bimaxilar de un paciente mediante PFIAC, combinando prótesis maxilares de circonio monolítico con prótesis mandibulares que utilizan una estructura de BioHPP y coronas de disilicato de litio cementadas. Esta selección de materiales responde a las propiedades mecánicas distintivas de cada uno, aprovechando la durabilidad y estética superior del circonio en la arcada superior y la flexibilidad y adaptabilidad del PEEK en la arcada inferior, lo cual podría ser fundamental para mitigar las complicaciones mecánicas a largo plazo y mejorar el confort del paciente (77).

#### **8. 4 MODOS DE FALLO**

Los modos de fallo en las estructuras de prótesis fijas implantosoportadas de arcada completa (PFIAC) están intrínsecamente ligados a factores como el diseño estructural, los materiales utilizados, el método de fabricación y el número de ciclos de carga a los que ha sido expuesta la estructura. Estos factores pueden influir en su capacidad para soportar cargas futuras (61).

La fractura de la estructura es una complicación irreversible que requiere el reemplazo de la prótesis. Investigaciones enfocadas en PFIAC con estructuras metálicas sugieren que, aunque estas complicaciones son serias, su incidencia es relativamente baja (47,89). La reducción en la dimensión transversal del conector distal al implante más posterior ha sido identificada como la causa principal de estas fracturas, que tienden a ocurrir al inicio de las extensiones en cantiléver (194). En nuestro estudio, se observó la fractura de una estructura de titanio en la zona del conector, atribuible al diseño específico de este grupo que redujo las dimensiones del conector a 3x3 mm. Como ya hemos

comentado anteriormente para mitigar este tipo de complicaciones, se recomienda aumentar el grosor del conector más próximo al voladizo.

Las comparativas entre la fuerza media de diferentes materiales y sus respectivos modos de fallo han proporcionado información valiosa sobre qué material ofrece mayor resistencia según el tamaño del cantiléver. Los grupos con estructuras metálicas presentaron los modos de fallo más favorables, principalmente chipping, lo que sugiere que son una opción óptima para PFIAC que incorporan cantilévers. Por otro lado, el grupo de circonio monolítico mostró alta resistencia pero con fallos irreparables, lo cual resalta su viabilidad en cantilévers largos, siempre y cuando se maneje con precaución en situaciones de sobrecarga oclusal. Esto es consistente con los hallazgos de *Honda et al.* (2020), quienes reportaron que las prótesis monolíticas de circonio soportaron cargas de fractura significativamente más altas que las bilaminadas (195).

Los grupos de circonio-cerámica y BioHPP-RC resultaron ser adecuados para su uso en PFIAC con cantilévers de tamaño estándar (7,5 mm), evitando utilizarlos en longitudes mayores. Sin embargo, el grupo de BioHPP-HIPC requiere un aumento en el grosor estructural para ser considerado en aplicaciones de PFIAC con cantiléver estándar, destacando la importancia de un diseño cuidadoso y una elección precisa de los materiales para prevenir fallos estructurales y prolongar la vida útil de las prótesis.

Por último, cabe destacar que la mayoría de las fracturas del recubrimiento en los grupos de composite, tanto convencional como fresado, son fracturas reparables en clínica. Esto se debe a la naturaleza de los composites, su buena adhesión y fácil manipulación en boca.

Un estudio sobre coronas atornilladas confeccionadas con distintos materiales (circonio-cerámica, circonio-resina compuesta, metal-cerámica y circonio monolítico) reveló que las fracturas se desarrollaron alrededor del orificio de acceso oclusal en todas

las muestras estratificadas, debido a que estos orificios interrumpen la continuidad estructural de los materiales de estratificación e incrementan la tensión en la región oclusal (179). El mismo autor reportó que, mientras las fracturas del recubrimiento cerámico fueron cohesivas, las fracturas en los recubrimientos de composite indirecto fresado ocurrieron en la interfaz entre la estructura y el recubrimiento (195). Esto coincide con los modos de fallo observados en nuestro estudio.

Es necesario subrayar que no se observó fractura o deformación de los pilares después de las pruebas de resistencia a la flexión. Los pilares “fast and fixed” fueron mecanizados directamente en el modelo de titanio en una misma pieza y no sufrieron ningún daño. Utilizar un modelo tan rígido puede dar resultados excesivamente altos para la carga hasta fractura, no relevantes para la situación clínica que involucra restauraciones dentosoportadas, pero sí para restauraciones soportadas por implantes (163).

### **Aplicación Clínica de los Resultados del Ensayo de Flexión**

- Los materiales libres de metal, como el circonio Luxor Z Frame con recubrimiento de silicato de litio y el BioHPP con resina compuesta Crealign, así como el circonio monolítico Luxor Z True Nature, han demostrado propiedades mecánicas y de envejecimiento prometedoras que podrían mejorar el rendimiento clínico a largo plazo de las rehabilitaciones fijas de arcada completa sobre implantes. Estos materiales han probado ser suficientemente resistentes para manejar las cargas masticatorias habituales y, por lo tanto, podrían ser recomendados para la rehabilitación de pacientes edéntulos que requieran prótesis sobre implantes atornilladas con cantiléver bilateral.

- Aunque no son tan fuertes como las prótesis metálicas, los materiales libres de metal empleados en este estudio, excepto el grupo BioHPP-HIPC, ofrecen resultados satisfactorios en términos de resistencia y pueden considerarse una opción viable para

PFIAC con voladizos de longitud estándar. Para ello, es crucial cumplir con los grosores prescritos por el fabricante para asegurar la integridad estructural y un rendimiento óptimo.

- Los cantilévers de 15 mm, considerados experimentales, presentan desafíos al llevar los materiales a sus límites y no representan una condición clínica óptima.

- Las restauraciones implantoportadas bimaxilares para pacientes edéntulos deben incluir un diagnóstico exhaustivo, un plan de tratamiento y una selección cuidadosa de los materiales restaurativos basada en la evidencia científica.

En conclusión, los resultados de esta investigación ofrecen una valiosa información respecto al uso de combinaciones de materiales sin metal comúnmente empleadas en Implantoprótesis. Tanto el material de la estructura como el tamaño del cantiléver son factores determinantes en los resultados a largo plazo de la rehabilitación de arcada completa sobre implantes.

## **8. 5 RUGOSIDAD SUPERFICIAL**

La rugosidad superficial es el parámetro más importante para describir la textura superficial y juega un papel crucial en varios aspectos clínicos. Su evaluación es esencial debido a su influencia directa en la adhesión microbiana y la formación de biofilm (129). Este estudio tuvo como objetivo comparar la rugosidad superficial de los materiales de estructura, exclusivamente en los grupos sin metal B, ZF, ZTN y el BioHPP Plus (BP). Estudios previos han reportado resultados similares a los nuestros para la rugosidad promedio en BioHPP (175) y especímenes de circonia 5Y-ZP (171). Sin embargo, esta investigación ha evaluado parámetros 3D específicos, como "Sa".

Las diferencias en la estructura superficial entre el BioHPP y el circonio Luxor puede deberse a la distinta naturaleza de ambos materiales. Además, los procedimientos de fabricación pueden influir en la rugosidad superficial. Notablemente, solo el grupo ZF mostró diferencias significativas en el valor de Sz, lo que puede atribuirse parcialmente a un proceso de cocción adicional para el revestimiento cerámico durante la fabricación de prótesis dentales (196), mientras que el grupo ZTN carece de tal recubrimiento. Esto también podría deberse a una mayor complejidad en el fresado y una mayor resistencia a la flexión y dureza en comparación con el grupo ZNT, a pesar de que su composición es muy similar el grupo ZF contiene mayor proporción de óxido de circonio (97).

Considerando el efecto del termociclado (TMCL), los resultados de Sa confirman que no aumenta la rugosidad promedio para materiales basados en PEEK y circonio. En contraste, ambos grupos de circonio (ZF y ZNT) mostraron diferencias intragrupo entre los valores iniciales y post-TMCL. Esto se puede explicar por la susceptibilidad de la circonio a la LTD, que implica una transformación lenta de la fase tetragonal (t) a la fase monoclinica (m), inducida por estrés térmico o mecánico, y exacerbada en presencia de agua, causando un deterioro superficial (197). La presencia de alúmina estabiliza la fase tetragonal y mejora la resistencia al envejecimiento hidrotérmico; por lo tanto, cuando el contenido de alúmina disminuye ( $\leq 0.05$  wt.%), lairconia es más translúcida pero más susceptible a la LTD (108). Por el contrario, un contenido más alto de itria reduce la LTD al producir una fase menos monoclinica y proporcionar una mayor estabilidad estructural.

En consecuencia, lairconia translúcida (5Y-ZP) exhibe una menor susceptibilidad a la LTD que lairconia tetragonal (3Y-TZP); sin embargo, 3Y-TZP todavía tiene una durabilidad adecuada en condiciones orales (44,150). Teóricamente, el proceso de envejecimiento debería conducir a un aumento en la rugosidad superficial. Sin

embargo, al comparar la rugosidad inicial y final de las muestras de BioHPP, se hizo evidente que los grupos B-BP no mostraron cambios significativos en los parámetros Sa y Sz, y sus valores para Sa-Sa tmcl y Sz-Sz tmcl permanecieron inalterados.

El proceso de envejecimiento en los grupos de circonia ZF-ZNT condujo a diferencias significativas en los parámetros Sz-Sz tmcl, con ambos grupos también mostrando los valores iniciales de Sz más altos. Estas variaciones en Sz son indicativas de la presencia de poros, grietas y defectos, lo que lo convierte en un parámetro valioso para evaluar irregularidades superficiales y defectos específicos. En años recientes, numerosos estudios han evaluado la rugosidad superficial en materiales de PEEK y circonia (162,171,175,198–200). Sin embargo, solo uno ha sido realizado en muestras con anatomías reales (puentes de circonio monolítica de 3 unidades) (201). Estos estudios revelan dos tendencias distintas: algunos reportan resultados más favorables para materiales de circonia (168,202), mientras que otra tendencia opuesta observa una menor rugosidad en materiales de PEEK (199). En el envejecimiento artificial inducido por termociclado, la mayoría de los estudios no reportan diferencias significativas en los valores de rugosidad promedio (Sa, Ra) antes y después de TMCL para los dos principales tipos de materiales evaluados en este estudio: BioHPP (129) y circonia translúcida (171). Autores como Larsson (2012), reportan la existencia de una correlación entre rugosidad y resistencia.

### **Limitaciones del estudio**

- Replicar fallos clínicos en un entorno de laboratorio presenta dificultades significativas, y sólo permite hacer predicciones sobre el rendimiento clínico de las prótesis. A pesar de estas limitaciones, las comparaciones entre diferentes materiales en este estudio están justificadas, dado que se emplearon los mismos procedimientos de

de envejecimiento y configuraciones de pruebas mecánicas para todos los grupos.

- Variables como el grosor mínimo de las estructuras y el diseño de las prótesis, que pueden influir significativamente en los resultados, no se analizaron estadísticamente debido a la complejidad a la hora de obtener resultados fiables.

- Para futuras investigaciones, sería relevante explorar la relación entre la rugosidad superficial y la carga de fractura, particularmente para materiales como el BioHPP y los circonios de última generación. Este enfoque podría proporcionar una comprensión más profunda de cómo las propiedades superficiales afectan su rendimiento bajo carga, contribuyendo así a optimizar aún más las aplicaciones clínicas.

## **9. CONCLUSIONES**

## 9. CONCLUSIONES

Con base en los resultados obtenidos y dentro de las limitaciones inherentes a este estudio, es posible establecer las siguientes conclusiones fundamentales:

1. La composición del material y la longitud del cantiléver influyeron significativamente en la **resistencia a la flexión**. Esta resistencia fue significativamente superior en los grupos CRCO-C y TI-HIPC, seguidos por el grupo ZTN en ambas longitudes de cantiléver. En el cantiléver de longitud estándar, no se observaron diferencias significativas entre los grupos ZTN, ZF-C y BR-C; sin embargo, para el cantiléver largo, el grupo ZTN mostró una resistencia significativamente mayor. El grupo B-HIPC presentó la menor resistencia a la flexión en comparación con los demás grupos, tanto para el cantiléver de 7,5 mm como para el de 15 mm ( $p < 0,05$ ).
2. El tipo de material y la longitud del cantiléver afectaron de forma significativa la **resistencia a la fractura del recubrimiento**, la cual fue notablemente mayor en el grupo CRCO-C, seguido por el grupo TI-HIPC en ambas longitudes de cantiléver, con diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ). No se detectaron diferencias significativas en la resistencia al recubrimiento entre los grupos B-RC, B-HIPC y ZF-C ( $p = 1,000$ ).
3. La **deformación** del cantiléver aumenta con su longitud, y es especialmente notable en materiales flexibles como el Titanio y el BioHPP. Por el contrario, la deformación fue significativamente menor para el circonio. El grupo TI-HIPC

experimentó la mayor deformación, mientras que el circonio monolítico (grupo ZTN) presentó la menor ( $p < 0,05$ ).

4. El proceso de **termociclado** no tuvo un impacto significativo en la rugosidad superficial de las estructuras de los grupos de BioHPP y circonia.

Estas conclusiones aportan una valiosa evidencia sobre la resistencia a la flexión y la fractura del recubrimiento, así como la deformación entre los diferentes grupos de prótesis fijas sobre implantes de arcada completa con cantiléver bilateral, investigados bajo condiciones específicas.

## **10. BIBLIOGRAFÍA**

## 10.BIBLIOGRAFÍA

1. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):319–24.
2. Peñarrocha-Oltra D, Covani U, Peñarrocha M, Peñarrocha-Diago M. Immediate versus conventional loading with fixed full-arch prostheses in mandibles with failing dentition: a prospective controlled study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2):427–34.
3. Maló P, Rangert B, Nobre M. ‘All-on-Four’ immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2–9.
4. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011 Aug;37(4):431–45.
5. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Slauch RW, Balshi SF. A retrospective analysis of 800 Brånemark System implants following the All-on-Four™ protocol. *J Prosthodont.* 2014 Feb;23(2):83–8.
6. Soto-Penalosa D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017 Mar;9(3):e474–88.
7. Drago C. Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Interim, Acrylic Resin, Full-Arch Screw-Retained Prostheses and Their Relationship to Prosthetic Complications. *J Prosthodont.* 2017 Aug;26(6):502–7.

8. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010 Aug;38(8):612–20.
9. Vercruyssen M, Laleman I, Jacobs R, Quirynen M. Computer-supported implant planning and guided surgery: a narrative review. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Sep;26 Suppl 11:69–76.
10. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2002;15(1):65–72.
11. Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017 20;12:CD009606.
12. Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, et al. Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Materials.* 2021 Jan;14(12):3251.
13. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clinical Oral Implants Research.* 2018 Oct;29:199–214.
14. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020 Mar;32(2):171–81.
15. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: <sup>[[[</sup>From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369–80.
16. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials.* 2014 Oct;30(10):1195–203.
17. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of

polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan;60(1):12–9.

18. Gama LT, Bezerra AP, Schimmel M, Rodrigues Garcia RCM, de Luca Canto G, Gonçalves TMSV. Clinical performance of polymer frameworks in dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2022 Apr 11;S0022-3913(22)00147-0.

19. Al-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):365–72.

20. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015 Jun;42(6):467–80.

21. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843–8.

22. Chang HH, Yeh CL, Wang YL, Huang YC, Tsai SJ, Li YT, et al. Differences in the biomechanical behaviors of natural teeth and dental implants. *Dent Mater.* 2021 Apr;37(4):682–9.

23. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781–90.

24. Atlas AM, Behrooz E, Barzilay I. Can bite-force measurement play a role in dental treatment planning, clinical trials, and survival outcomes? A literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 2022 Jun 20;53(7):632–42.

25. Ferrato G, Falisi G, Ierardo G, Polimeni A, Di Paolo C. Digital evaluation of occlusal forces: comparison between healthy subjects and TMD patients. *Ann Stomatol (Roma).* 2017;8(2):79–88.

26. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010 Jul;37(7):525–31.
27. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Saracho Rotaecche L. Implant-Supported Prostheses in the Edentulous Mandible: Biomechanical Analysis of Different Implant Configurations via Finite Element Analysis. *Dent J (Basel).* 2022 Dec 23;11(1):4.
28. de Oliveira Melo JMF, Willmersdorf RB, de Siqueira Lages A, Fernandes AV, de Amorim FBV, de Carvalho Farias Vajgel B. Evaluation of Stress and Fatigue on Different Implant Lengths in the Rehabilitation of Atrophic Mandibles with Full-Arch Fixed Prosthesis Using Finite Element Method. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(5):971–81.
29. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the ‘All-on-Four’ concept. *J Prosthodont Res.* 2017 Apr;61(2):123–32.
30. Hsieh WW, Luke A, Alster J, Weiner S. Sensory discrimination of teeth and implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):146–52.
31. Mishra SK, Chowdhary R, Chrcanovic BR, Brånemark PI. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2016 Apr;25(3):185–95.
32. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J.* 1995 Feb;45(1):16–26.
33. Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, Lehrmann N, Simon B, Zohn H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):44–51.
34. González-Gil D, Dib-Zaitun I, Flores-Fraile J, López-Marcos J. Active Tactile Sensibility in Implant Prosthesis vs. Complete Dentures: A Psychophysical Study. *J Clin Med.* 2022 Nov 18;11(22):6819.

35. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014 Feb 1;35:92–9.
36. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, et al. Shock Absorption Capacity of Restorative Materials for Dental Implant Prostheses: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2013 Nov;26(6):549–56.
37. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):116–22.
38. Gaddale R, Mishra SK, Chowdhary R. Complications of screw- and cement-retained implant-supported full-arch restorations: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Implantol (Berl)*. 2020;13(1):11–40.
39. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(1):44–9.
40. Byrne D, Jacobs S, O’Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164–71.
41. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(2):165–74.
42. Misch. *Misch, Prótesis dental sobre implantes*. Ed. Elsevier-Mosby. 2006.

43. de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2015 Jan;113(1):22–8.
44. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short- (5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*. 2014 Oct;42(10):1228–41.
45. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec;6(4):227–31.
46. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* [Internet]. 2009 Mar [cited 2019 Feb 13]; Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2008.01699.x>
47. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):304–18.
48. Caramês J, Marques D, Malta Barbosa J, Moreira A, Crispim P, Chen A. Full-arch implant-supported rehabilitations: A prospective study comparing porcelain-veneered zirconia frameworks to monolithic zirconia. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Jan;30(1):68–78.
49. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Apr 1;119(4):516–21.
50. de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N. Hybrid Polyetheretherketone (PEEK)–Acrylic Resin Prostheses and the All-on-4 Concept: A

Full-Arch Implant-Supported Fixed Solution with 3 Years of Follow-Up. *Journal of Clinical Medicine*. 2020 Jul;9(7):2187.

51. Wang J, Wu P, Liu HL, Zhang L, Liu LP, Ma CF, et al. Polyetheretherketone versus titanium CAD-CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: a retrospective study with up to 5-year follow-up. *J Prosthodont Res*. 2022 Apr 27;66(2):279–87.

52. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-Year Cohort Study Based on a Randomized, Controlled Trial (RCT) on Implant-Supported Full-Arch Maxillary Prostheses. Part II: Prosthetic Outcomes and Maintenance. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013;15(4):498–508.

53. Tischler M, Patch C, Bidra AS. Rehabilitation of edentulous jaws with zirconia complete-arch fixed implant-supported prostheses: An up to 4-year retrospective clinical study. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):204–9.

54. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J*. 2008 Jun;53 Suppl 1:S60-68.

55. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Feb;16(1):26–35.

56. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):1131–6.

57. Romanos GE, Gupta B, Gaertner K, Nentwig GH. Distal cantilever in full-arch prostheses and immediate loading: a retrospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Apr;29(2):427–31.

58. Francetti L, Cavalli N, Villa T, La Barbera L, Taschieri S, Corbella S, et al. Biomechanical in vitro evaluation of two full-arch rehabilitations supported by four or

five implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):419–26.

59. Storelli S, Del Fabbro M, Scanferla M, Palandrani G, Romeo E. Implant-supported cantilevered fixed dental rehabilitations in fully edentulous patients: Systematic review of the literature. Part II. *Clinical Oral Implants Research*. 2018 Oct;29:275–94.
60. de Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto L da R, dos Santos DM. Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dentistry*. 2017 Feb;26(1):106–11.
61. Drago C. Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prosthesis: Results of a Clinical Study: Full-Arch Prosthesis Cantilever Lengths Ratio, AP Spreads. *Journal of Prosthodontics*. 2018 Jun;27(5):402–8.
62. Walter L, Greenstein G. Utility of measuring anterior-posterior spread to determine distal cantilever length off a fixed implant-supported full-arch prosthesis. *The Journal of the American Dental Association*. 2020 Oct;151(10):790–5.
63. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000 Mar;83(3):332–43.
64. Chong KKH, Palamara J, Wong RHK, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):849–56.
65. Costa R, Filho P, Filho H, Brånemark PI. Key Biomechanical Characteristics of Complete-Arch Fixed Mandibular Prosthesis Supported by Three Implants Developed at P-I Brånemark Institute, Bauru. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015 Nov;30(6):1400–4.

66. Novais M, Silva AS, Mendes J, Barreiros P, Aroso C, Mendes JM. Fracture Resistance of CAD/CAM Implant-Supported 3Y-TZP-Zirconia Cantilevers: An In Vitro Study. *Materials*. 2022 Jan;15(19):6638.
67. Alshiddi IF, Habib SR, Zafar MS, Bajunaid S, Labban N, Alsarhan M. Fracture Load of CAD/CAM Fabricated Cantilever Implant-Supported Zirconia Framework: An In Vitro Study. *Molecules*. 2021 Apr 13;26(8):2259.
68. Alshahrani FA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Brantley WA. A load-to-fracture and strain analysis of monolithic zirconia cantilevered frameworks. *J Prosthet Dent*. 2017 Dec;118(6):752–8.
69. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):102–10.
70. Maló P, Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Botto J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Mar 28;cid.12769.
71. Larsson C, Vult Von Steyern P. Implant-supported full-arch zirconia-based mandibular fixed dental prostheses. Eight-year results from a clinical pilot study. *Acta Odontol Scand*. 2013 Sep;71(5):1118–22.
72. Pieralli S, Kohal RJ, Rabel K, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC. Clinical outcomes of partial and full-arch all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 18:224–36.
73. Larsson C, Vult von Steyern P. Ten-Year Follow-Up of Implant-Supported All-Ceramic Fixed Dental Prostheses: A Randomized, Prospective Clinical Trial. *Int J*

Prosthodont. 2016;29(1):31–4.

74. Limmer B, Sanders AE, Reside G, Cooper LF. Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *J Prosthodont.* 2014 Jun;23(4):267–75.

75. Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:35–45.

76. Rojas Vizcaya F. Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Prostheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. *J Prosthodont.* 2018 Jul;27(6):501–8.

77. Cabello-Domínguez G, Pérez-López J, Veiga-López B, González D, Revilla-León M. Maxillary zirconia and mandibular composite resin-lithium disilicate-modified PEEK fixed implant-supported restorations for a completely edentulous patient with an atrophic maxilla and mandible: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct;124(4):403–10.

78. Morton D, Gallucci G, Lin WS, Pjetursson B, Polido W, Roehling S, et al. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 16:215–23.

79. Wong CKK, Narvekar U, Petridis H. Prosthodontic Complications of Metal-Ceramic and All-Ceramic, Complete-Arch Fixed Implant Prostheses with Minimum 5 Years Mean Follow-Up Period. A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):e722–35.

80. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry.* 2013 Dec;41(12):1164–74.

81. Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000*. 2022 Feb;88(1):130–44.
82. Sadowsky SJ. Occlusal overload with dental implants: a review. *Int J Implant Dent*. 2019 Jul 23;5(1):29.
83. Pan Y, Tsoi JKH, Lam WYH, Pow EHN. Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021 Apr;23(2):244–58.
84. Papaspyridakos P, Bordin TB, Kim YJ, El-Rafie K, Pagni SE, Natto ZS, et al. Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *J Prosthodont*. 2020 Jan;29(1):3–11.
85. Omori Y, Lang NP, Botticelli D, Papageorgiou SN, Baba S. Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses: A systematic review with meta-analysis. *J Oral Rehabil*. 2020 Jan;47(1):101–11.
86. Chrcanovic BR, Kisch J, Larsson C. Retrospective evaluation of implant-supported full-arch fixed dental prostheses after a mean follow-up of 10 years. *Clin Oral Implants Res*. 2020 Jul;31(7):634–45.
87. Stefanescu C, Ionita C, Nechita V, Drafta S, Oancea L, Petre A. Survival Rates and Complications for Zirconia-Based Fixed Dental Prostheses in a Period up to 10 Years: A Systematic Review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018 May 30;26(2):54–61.
88. AlTarawneh S, Thalji G, Cooper L. Full-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: An updated systematic review. *Int J Oral Implantol (Berl)*. 2021 Mar 16;14(1):13–22.
89. Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of computer numeric control-milled

titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(4):199–209.

90. Tirone F, Salzano S, Rolando E, Pozzatti L, Rodi D. Framework Fracture of Zirconia Supported Full Arch Implant Rehabilitation: A Retrospective Evaluation of Cantilever Length and Distal Cross-Sectional Connection Area in 140 Patients Over an Up-To-7 Year Follow-Up Period. *J Prosthodont.* 2022 Feb;31(2):121–9.

91. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018 Dec 1;120(6):942–7.

92. Pyo SW, Kim DJ, Han JS, Yeo ISL. Ceramic Materials and Technologies Applied to Digital Works in Implant-Supported Restorative Dentistry. *Materials (Basel).* 2020 Apr 22;13(8):1964.

93. Hämmerle CHF, Cordaro L, van Assche N, Benic GI, Bornstein M, Gamper F, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Sep;26 Suppl 11:97–101.

94. Gómez-Polo M, Ballesteros J, Perales-Padilla P, Perales-Pulido P, Gómez-Polo C, Ortega R. Guided implant scanning: A procedure for improving the accuracy of implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2020 Aug;124(2):135–9.

95. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016 Apr;60(2):72–84.

96. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages

and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *Int J Dent.* 2015;2015:392496.

97. Alao AR, Stoll R, Song XF, Miyazaki T, Hotta Y, Shibata Y, et al. Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2017 Jan 1;65:102–16.

98. Patil A, Jebaseelan D. 3-D Surface Morphological Characterization of CAD/CAM Milled Dental Zirconia: An In Vitro Study of the Effect of Post-Fabrication Processes. *Materials.* 2022 Jul 4;15(13):4685.

99. Kwon WC, Park MG. Evaluation of mechanical properties of dental zirconia in different milling conditions and sintering temperatures. *J Prosthet Dent.* 2023 Dec;130(6):909–16.

100. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):93–6.

101. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont.* 2015 Jun;24(4):303–12.

102. Revilla-León M, Ceballos L, Özcan M. Implant Prosthodontic Discrepancy of Complete-Arch Co-Cr Implant Frameworks Manufactured Through Selective Laser Melting Additive Manufacturing Technology Using a Coordinate Measuring Machine. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019 Feb 19;

103. Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dental Materials.* 2020 Feb;36(2):197–209.

104. Abualsaud R, Abussaud M, Assudmi Y, Aljoaib G, Khaled A, Alalawi H, et al. Physiomechanical and Surface Characteristics of 3D-Printed Zirconia: An In Vitro Study. *Materials*. 2022 Oct 8;15(19):6988.
105. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater*. 2017;33(4):427–33.
106. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res*. 2018 Sep;97(10):1082–91.
107. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:184–98.
108. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008 Mar 1;24(3):299–307.
109. Stawarczyk et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence International*. 2017 May 17;48(6):441–50.
110. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*. 2018 Feb;97(2):140–7.
111. Güth et al. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*. 2019 Jun 14;50(7):512–20.
112. Wiesli MG, Özcan M. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dentistry* [Internet]. 2015 May 29 [cited 2023 Sep 16]; Publish Ahead of Print. Available from: <https://journals.lww.com/00008505-9000000000-99585>
113. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T.

PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. Dentistry Journal. 2017 Dec;5(4):35.

114. Blanch-Martínez N, Arias-Herrera S, Martínez-González A. Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. J Clin Exp Dent. 2021 May 1;13(5):e520–6.

115. Barootchi S, Askar H, Ravidà A, Gargallo-Albiol J, Travan S, Wang HL. Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35(2):395–405.

116. Fehmer V, Mühlemann S, Hämmerle CHF, Sailer I. Criteria for the selection of restoration materials. Quintessence Int. 2014 Oct;45(9):723–30.

117. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, El-Rafie K, Pagni SE, Chochlidakis K, et al. Complications and survival rates of 55 metal-ceramic implant-supported fixed complete-arch prostheses: A cohort study with mean 5-year follow-up. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2019 Nov;122(5):441–9.

118. Zhang Y, Lawn BR. Evaluating dental zirconia. Dental Materials. 2019 Jan;35(1):15–23.

119. Atsü SS, Aksan ME, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 Jun;34(3):622–30.

120. Han KH, Lee JY, Shin SW. Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. Int J Prosthodont. 2016;29(5):451–4.

121. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin

PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*. 2015;34(1):7–12.

122. Revilla-León M, Sánchez-Rubio JL, Pérez-López J, Rubenstein J, Özcan M. Discrepancy at the implant abutment-prosthesis interface of complete-arch cobalt-chromium implant frameworks fabricated by additive and subtractive technologies before and after ceramic veneering. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [Internet]. 2020 May [cited 2020 May 27]; Available from:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391320302365>

123. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009 Feb;18(2):188–94.

124. Haroyan-Darbinyan E, Romeo-Rubio M, Río-Highsmith JD, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. *Journal of Dentistry*. 2022 Jan 1;116:103902.

125. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Park SH, Barmak AB, Özcan M. Adhesion of veneering porcelain to cobalt-chromium dental alloys processed with casting, milling, and additive manufacturing methods: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2022 Oct;128(4):575–88.

126. Tang Y, Yu H, Wang J, Qiu L. Implant Survival and Complication Prevalence in Complete-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Study with a Mean Follow-up of 5 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2023 Jan;38(1):84–93.

127. Paratelli A, Perrone G, Ortega R, Gómez-Polo M. Polyetheretherketone in Implant Prosthodontics: A Scoping Review. *Int J Prosthodont*. 2020 Nov;33(6):671–9.

128. Alexakou E, Damanaki M, Zoidis P, Bakiri E, Mouzis N, Smidt G, et al. PEEK High Performance Polymers: A Review of Properties and Clinical Applications in Prosthodontics and Restorative Dentistry. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019 Aug 29;27(3):113–21.
129. Valente ML da C, Galo da Silva G, Bachmann L, Agnelli JAM, Cândido Dos Reis A. An In Vitro Analysis of the Physical and Mechanical Behavior of a PEEK Component for an Implant-Supported and Retained Removable Dental Prosthesis. *Int J Prosthodont*. 2023 Nov 1;36(5):612–9.
130. Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2017 Jan;70:646–55.
131. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 Nov 1;114(5):666–73.
132. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2016 Oct;25(7):580–4.
133. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016 Nov;116(5):637–41.
134. Ernest Mallat, Juan Cadafalch Cabaní, Javier de Miguel Figuro. *Las claves de la prótesis fija en cerámica*. 2018th ed.
135. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The*

Journal of Prosthetic Dentistry. 2017 Feb 1;117(2):303–9.

136. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016 Dec 1;32(12):e327–37.
137. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their High-Translucency, High-Strength and High-Surface Area. *Ceramics International*. 2016 Jan;42(1):1077–85.
138. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):132–9.
139. Liu Y, Liu G, Wang Y, Shen JZ, Feng H. Failure modes and fracture origins of porcelain veneers on bilayer dental crowns. *Int J Prosthodont*. 2014;27(2):147–50.
140. Larsson C, Madhoun SE, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(7):820–6.
141. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015 Oct;31(10):1180–7.
142. Zhang F, Reveron H, Spies BC, Van Meerbeek B, Chevalier J. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomaterialia*. 2019 Jun;91:24–34.
143. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*. 2017 May;60:70–6.
144. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of*

Prosthetic Dentistry. 2018 Jul;120(1):132–7.

145. Yan J, Kaizer MR, Zhang Y. Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018 Dec;88:170–5.

146. Elsaka SE. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1):e279–84.

147. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):436–9.

148. Reale Reyes A, Dennison JB, Powers JM, Sierraalta M, Yaman P. Translucency and flexural strength of translucent zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2023 Apr;129(4):644–9.

149. Pöppel ML, Rosentritt M, Sturm R, Beuer F, Hey J, Schmid A, et al. Fracture Load and Fracture Patterns of Monolithic Three-Unit Anterior Fixed Dental Prostheses after In Vitro Artificial Aging-A Comparison between Color-Gradient and Strength-Gradient Multilayer Zirconia Materials with Varying Yttria Content. *J Clin Med*. 2022 Aug 25;11(17):4982.

150. Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials*. 2021 Aug 27;14(17):4879.

151. Dimitriadis K, Constantinou M, Moschovas D, Constantinides G, Agathopoulos S. Microstructural features, physico-mechanical properties, and wear behavior of dental translucent polychromic multilayer zirconia of hybrid composition prepared by milling technology. *J Esthet Restor Dent*. 2023 Oct;35(7):1121–30.

152. Rosentritt M, Preis V, Schmid A, Strasser T. Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit

fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2022 Jan;127(1):141–5.

153. Čokić SM, Córdor M, Vleugels J, Meerbeek BV, Oosterwyck HV, Inokoshi M, et al. Mechanical properties-translucency-microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2022 May;38(5):797–810.

154. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent.* 2015 Jan;43(1):133–9.

155. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceramics International.* 2017 Oct 1;43(14):10999–1005.

156. Kontonasaki E, Rigos AE, Iliá C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J (Basel).* 2019 Sep 2;7(3):90.

157. Worni A, Katsoulis J, Kolgeci L, Worni M, Mericske-Stern R. Monolithic zirconia reconstructions supported by teeth and implants: 1- to 3-year results of a case series. *Quintessence Int.* 2017;48(6):459–67.

158. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules.* 2022 Mar 4;27(5):1699.

159. Zucuni CP, Guilardi LF, Fraga S, May LG, Pereira GKR, Valandro LF. CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017 Jul;71:201–8.

160. Özcan M, Melo RM, Souza ROA, Machado JPB, Felipe Valandro L, Bottino MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Apr;20:19–28.
161. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater*. 2018 Mar;34(3):508–18.
162. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials*. 1997 Jul 1;13(4):258–69.
163. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dental Materials*. 2009 Mar;25(3):348–52.
164. Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent*. 2020 Dec;12(12):e1189–95.
165. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res*. 2002 Aug;81(8):547–51.
166. Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments: Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012 Dec;14(6):882–9.
167. Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, et al. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for

implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2019 Oct;122(4):383–8.

168. Guo L, Smeets R, Kluwe L, Hartjen P, Barbeck M, Cacaci C, et al.

Cytocompatibility of Titanium, Zirconia and Modified PEEK after Surface Treatment

Using UV Light or Non-Thermal Plasma. *Int J Mol Sci.* 2019 Nov 8;20(22).

169. Erjavec AK, Črešnar KP, Švab I, Vuherer T, Žigon M, Brunčko M.

Determination of Shear Bond Strength between PEEK Composites and Veneering

Composites for the Production of Dental Restorations. *Materials (Basel).* 2023 Apr

22;16(9):3286.

170. Ziębowicz A, Oßwald B, Kern F, Schwan W. Effect of Simulated Mastication

on Structural Stability of Prosthetic Zirconia Material after Thermocycling Aging.

*Materials.* 2023 Jan 30;16(3):1171.

171. Limpuangthip N, Poesanathanasarn E, Salimee P. Surface Roughness and

Hardness of CAD/CAM Ceramic Materials after Polishing with a Multipurpose

Polishing Kit: An In Vitro Study. *Eur J Dent.* 2022 Dec 13;s-0042-1758065.

172. Ventura J, Jiménez-Castellanos E, Romero J, Francisco F. Tooth Fractures in

Fixed Full-Arch Implant-Supported Acrylic Resin Prostheses: A Retrospective Clinical

Study. *The International Journal of Prosthodontics.* 2016 Feb;29(2):161–5.

173. ISO 25178:2012(E). ‘Surface metrology - Areal - Part 1: Specification and

verification of surface texture profiles’. International Organization for Standardization

(ISO): Geneva, Switzerland, 2012.

174. Valente M, Da Silva G, Bachmann L, Agnelli J, Dos Reis A. An in vitro analysis

of the physical and mechanical behavior of a polyetheretherketone (PEEK) component

for an Implant-supported and retained removable dental prosthesis (I-RDP). *Int J*

*Prosthodont* [Internet]. 2021 [cited 2023 Sep 17]; Available from:

[http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2\\_id=1453&article\\_id=21216](http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1453&article_id=21216)

175. Batak B, Çakmak G, Johnston WM, Yilmaz B. Surface roughness of high-performance polymers used for fixed implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2021 Aug;126(2):254.e1-254.e6.
176. ISO 25178:2012(E). ‘Surface Texture: Areal – Part2: Terms, definitions, and surface texture parameters’. International Organization for Standardization (ISO): Geneva, Switzerland, 2012.
177. Komine F, Taguchi K, Fushiki R, Kamio S, Iwasaki T, Matsumura H. In vitro comparison of fracture load of implant-supported, zirconia-based, porcelain- and composite-layered restorations after artificial aging. *Dent Mater J.* 2014;33(5):607–13.
178. Tiozzi R, Gomes ÉA, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Influence of Cyclic Fatigue in Water on Screw Torque Loss of Long-Span One-Piece Implant-Supported Zirconia Frameworks. *J Prosthodont.* 2017 Jun;26(4):315–20.
179. Honda J, Komine F, Kamio S, Taguchi K, Blatz MB, Matsumura H. Fracture resistance of implant-supported screw-retained zirconia-based molar restorations. *Clin Oral Impl Res.* 2016 Sep;28(9):1119–26.
180. International Organization for Standardization. ISO 6782:2015 Dentistry – Ceramic Materials.
181. Khorshid HE, Issa NO, Ekram AM. Effect of implant diameter and cantilever length on the marginal bone height changes and stability of implants supporting screw retained prostheses: A randomized double blinded control trial. *J Adv Prosthodont.* 2023 Jun;15(3):101–13.
182. Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(1):121–9.
183. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant

Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):64–71.

184. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil*. 2007 Sep;34(9):702–9.

185. Vahnström M, Johansson PH, Svanborg P, Stenport VF. Comparison of porcelain veneer fracture in implant-supported fixed full-arch prostheses with a framework of either titanium, cobalt–chromium, or zirconia: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res*. 2022 Mar 21;8(2):544–51.

186. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun;119(6):987–93.

187. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J*. 2015;34(6):910–7.

188. Kim SY, Bae HJ, Lee HH, Lee JH, Kim YJ, Choi YS, et al. The Effects of Thermocycling on the Physical Properties and Biocompatibilities of Various CAD/CAM Restorative Materials. *Pharmaceutics*. 2023 Aug 10;15(8):2122.

189. Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance–ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*. 2017 Nov;33(11):1192–204.

190. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011 Aug;90(8):937–52.

191. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res*. 2016 Mar;28(1):18–27.
192. Abhay SS, Ganapathy D, Veeraiyan DN, Ariga P, Heboyan A, Amornvit P, et al. Wear Resistance, Color Stability and Displacement Resistance of Milled PEEK Crowns Compared to Zirconia Crowns under Stimulated Chewing and High-Performance Aging. *Polymers (Basel)*. 2021 Oct 30;13(21):3761.
193. Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont*. 2009;22(1):53–5.
194. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005 Jan;93(1):94.
195. Honda J, Komine F, Kusaba K, Kitani J, Matsushima K, Matsumura H. Fracture loads of screw-retained implant-supported zirconia prostheses after thermal and mechanical stress. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020 Jul;64(3):313–8.
196. Pradíes G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of Surface Roughness, Fracture Toughness, and Weibull Characteristics of Different Framework-Veneer Dental Ceramic Assemblies after Grinding, Polishing, and Glazing: Influence of Grinding, Polishing, and Glazing on Ceramics Systems. *Journal of Prosthodontics*. 2019 Jan;28(1):e216–21.
197. Yang H, Ji Y. Low-temperature Degradation of Zirconia-based All-ceramic Crowns Materials: A Mini Review and Outlook. *Journal of Materials Science & Technology*. 2016 Jul;32(7):593–6.
198. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al.

Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016 Mar;115(3):321-328.e2.

199. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Res*. 2015 Nov;26(11):1297–301.

200. Vulović S, Popovac A, Radunović M, Petrović S, Todorović M, Milić-Lemić A. Microbial adhesion and viability on novel CAD/CAM framework materials for implant-supported hybrid prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2022 Dec 30;e12911.

201. Hafezeqoran A, Sabanik P, Koodaryan R, Ghalili KM. Effect of sintering speed, aging processes, and different surface treatments on the optical and surface properties of monolithic zirconia restorations. *J Prosthet Dent*. 2022 Jan 30;S0022-3913(21)00690-9.

202. Maminskas J, Pilipavicius J, Staisiunas E, Baranovas G, Alksne M, Daugela P, et al. Novel Yttria-Stabilized Zirconium Oxide and Lithium Disilicate Coatings on Titanium Alloy Substrate for Implant Abutments and Biomedical Application. *Materials*. 2020 Apr 30;13(9):2070.