

UCUENCA

Universidad de Cuenca

Facultad de Odontología

Especialización en Operatoria Dental y Estética

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE STRUCTURAL WEIGHTS OF FIXED PROSTHESES OF ZIRCONIUM DIOXIDE, METAL CERAMIC, PMMA AND 3DPP PRINTING RESIN - MECHANICAL IMPLICATIONS

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de Especialista en Operatoria Dental y Estética

Autor:

David Alejandro Vélez Chimbo

Director:

María Isabel Barzallo Sánchez

ORCID:  0000-0001-7562-2769

Cuenca, Ecuador
2023-12-08

Resumen

El objetivo de este estudio fue determinar las implicaciones mecánicas en una prótesis dental fija (FDP) de cuatro unidades, hecha en: 1) dióxido de circonio monolítico (ZR O²), 2) polimetilmetacrilato (PMMA), 3) metal-cerámica (PFM); y 4) resina de impresión (3DPP). Métodos: Se fabricaron cuatro grupos con 8 muestras para cada material (n:32), cada estructura fue pesada, sometida a pruebas de compresión y luego analizada por 3D FEA. Resultados: El PMMA presentó el menor peso estructural (1,33 g); seguido de 3DPP (1,98 g); ZR O² (6,34 g), PFM (6,44 g). PMMA en pruebas de fractura, presentó resistencia a la compresión (2104.73 N), tensión (351.752 MPa), seguido de PFM con fuerza (1361.48 N), tensión (227.521 MPa); ZR O² con fuerza (1107.63 N) y tensión (185.098 MPa); y fuerza 3DPP (1000.88 N) y tensión (143.916 MPa). La deformación según 3D FEA, mostró: 3DPP presentó el menor grado de deformación (0,001 mm), seguido de PFM (0,011 mm), ZR O² (0,168 mm) y PMMA (1,035 mm). Conclusiones: el peso de los materiales no tendría una influencia directa en los valores medios obtenidos para la resistencia, el estrés y la deformación. Dado que el rendimiento está relacionado con la tensión y las fuerzas soportadas por las estructuras en zonas críticas, se podría mencionar la importancia de considerar los factores de diseño.

Palabras Clave: peso estructural, prótesis fija, Implicaciones mecánicas, 3D FEA, materiales CAD/CAM



El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Cuenca ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por la propiedad intelectual y los derechos de autor.

Repositorio Institucional: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

Abstract

The aim of this study was to determine the mechanical implications in a four-unit fixed dental prosthesis (FDP) made of 1) monolithic zirconium dioxide (ZR O²), 2) polymethylmethacrylate (PMMA), 3) metal-ceramic (PFM); and 4) impression resin (3DPP). Methods: Four groups were fabricated with 8 samples for each material (n:32), each structure was weighed, subjected to compressive tests, and then analyzed by 3D FEA. Results: PMMA presented the lowest structural weight (1.33 g); followed by 3DPP (1.98 g); ZR O² (6.34 g), PFM (6.44 g). PMMA in fracture tests, presented compressive strength (2104.73 N), tension (351.752 MPa), followed by PFM with strength (1361.48 N), tension (227.521 MPa); ZR O² with strength (1107.63 N) and tension (185.098 MPa); and 3DPP strength (1000.88 N) and tension (143.916 MPa). Deformation according to 3D FEA, showed: 3DPP presented the lowest degree of deformation (0.001 mm), followed by PFM (0.011 mm), ZR O² (0.168 mm) and PMMA (1.035 mm). Conclusions: the weight of materials would not have a direct influence on the mean values obtained for strength, stress and strain. Since the performance is related to the tension and forces supported by the structures in critical zones, it could be mentioned the importance of considering design factors.

Keywords: structural weight, fixed prosthesis, mechanical implications, 3D FEA, CAD/CAM materials



The content of this work corresponds to the right of expression of the authors and does not compromise the institutional thinking of the University of Cuenca, nor does it release its responsibility before third parties. The authors assume responsibility for the intellectual property and copyrights.

Institutional Repository: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/>

Índice de contenido

1. Introducción	10
2. Justificación.....	11
3. Marco teórico	12
3.1. Clasificación de los materiales usados para el estudio.....	12
3.1.1. Dióxido de circonio (ZrO_2).....	12
3.1.2. Porcelana fundida al metal (PFM).....	13
3.1.3. Polimetilmetacrilato (PMMA)	14
3.1.4. Polímero impreso 3D (3DPP).....	15
4. Hipótesis	16
5. Objetivos	16
5.1 Objetivo general:.....	16
5.2 Objetivos específicos:.....	16
6. Tipo de estudio:	16
7. Materiales y metodología	16
7.1. Materiales.....	16
7.2. Metodología.....	18
7.2.1. Preparación de las muestras	18
7.2.2. Esayo de resistencia a la fractura	19
7.2.3. Simulación de deformación de las estructuras	20
7.3. Análisis estadístico.....	22
8. Resultados	22
8.1. Resultados experimentales	22
8.2. Resultados de ensayos de resistencia a la fractura.....	23
8.3. Resultados 3D FEA.	24
8.4. Comparación de resultados experimentales y 3D FEA.....	27
8.5. Resultados inferenciales de los ensayos estadísticos.	27

UCUENCA

5

9. Discusión.....	28
10. Conclusiones.....	33
11. Recomendaciones.....	33
Referencias.....	34

Índice de figuras

Figura 1: Imagen de referencia del modelo utilizado en esta investigación.....	10
Figura 2: Estructuras FDP de cuatro unidades utilizadas para esta investigación. a) ZR O ² (KATANA, Zirconia STML), b) PFM, c) PMMA (Telio CAD), d) 3DPP (SprintRay ONX).....	12
Figura 3: Estructura FDP en óxido de circonio (KATANA, Zirconia, STML) ...	13
Figura 4: Estructura FDP metal cerámica	14
Figura 5: Estructura FDP en Polimetilmetacrilato PMMA (Telio CAD)	15
Figura 6: Estructura FDP en resina para impresión 3D (SprintRay ONX)	15
Figura 7: Esquema de la metodología usada en este estudio.....	17
Figura 8: Preparaciones dentales en piezas 2.3 y 2.6 para soportar una estructura FDP dentosoportada de 4 unidades.....	18
Figura 9: Diseño de la estructura de las FDP en InLAB, a) vista ocluso vestibular de la FDP, b) vista interna de la estructura FDP	19
Figura 10: Medición del peso de cada una de las estructuras analizadas, correspondiendo a) ZR O ² , b) PFM, c) PMMA, d) 3DPP	19
Figura 11: Aplicación de pruebas de compresión en estructuras FDP, realizadas en una máquina de prueba universal	20
Figura 12: Malla digital de la FDP, creada para la simulación de ANSYS	21
Figura 13: Gráfica comparativa del peso, por estructura analizada en este estudio	22
Figura 14: Diagrama de caja correspondiente a la fuerza (N) para los 4 materiales	24
Figura 15: Gráficos de análisis 3D FEA del equivalente de estrés por material; a) corresponde a 3DPP, b) corresponde a ZR O ² , c) corresponde a PMMA y d) corresponde a PFM	24
Figura 16: Gráficos de deformación de las estructuras durante el análisis 3D FEA, a) corresponde a 3DPP, b) correponde a ZR O ² , c) corresponde a PMMA y d) corresponde a PFM.....	25
Figura 17: Diagrama box plot de tensión (Mpa)	26
Figura 18: Diagrama box plot de deformación (%)	26

Índice de tablas

Tabla 1: Gráfico descriptivo de las propiedades introducidas en el software 3D FEA para cada material, obtenidas a partir de los resultados de las pruebas de esfuerzo	22
Tabla 2: Resultados descriptivos de las fuerzas de compresión vertical tensiones y pesos de cada una de las estructuras analizadas	23
Tabla 3: Resumen descriptivo de la Fuerza (N)	23
Tabla 4: Resultados descriptivos de estrés y deformación por estructura en simulaciones realizadas en software FEA.....	24
Tabla 5: Resultados del equivalente de estrés en la estructura de la FDP obtenidos desde el inicio de la simulación 3D FEA hasta la finalización de 1 segundo	25
Tabla 6: Resumen descriptivo de tensión (MPa) para los 4 materiales	25
Tabla 7: Resumen descriptivo de la deformación(%).....	26
Tabla 8: resultados descriptivos de la comparación de esfuerzos equivalente de Von-Misses (equivalente de estrés) obtenidos en las pruebas in vitro y simulaciones 3d FEA.....	27
Tabla 9: Resumen de la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes	27
Tabla 10: Resultados de múltiples comparaciones por pares para el desplazamiento (%).....	28

Dedicatoria

A mi esposa Paola, a mis hijos José David y Valentina. Por su apoyo, cariño y por ser un pilar fundamental durante este tiempo, para seguir avanzando y lograr mi objetivo.

A mis padres y hermanos. Por su apoyo, consejos y ánimo brindado siempre.

A ustedes va dedicado este trabajo, muchas gracias por todo.

Agradecimiento

A Dios por darme esta oportunidad.

A Carmita por su ayuda, guía y enseñanzas en mis inicios de este trabajo de investigación, por siempre incentivar me a más.

A mi profesor, maestro y guía Cristian. Por su apoyo y ayuda en este camino, por abrir mi mente y vida profesional a un mundo lleno de posibilidades, por enseñarnos más allá siempre.

A mis tíos Miguel y Malena por su ayuda y apoyo siempre.

A todos los que formaron parte de este proyecto, muchas gracias.

1. Introducción

El edentulismo se refiere a la ausencia de dientes, ya sea total o parcial, y se considera una discapacidad [1].

En un estudio de Polzer et al, realizado en 42 países, sobre la incidencia del edentulismo, se observó una prevalencia entre el 1,3% y el 78% para personas de 74 años o más [2].

En la práctica clínica hay una variedad de opciones para el tratamiento del edentulismo. Un procedimiento con una alta tasa de éxito es la rehabilitación con prótesis dentales fijas (FDP), ya sea en dientes o sobre implantes [3].

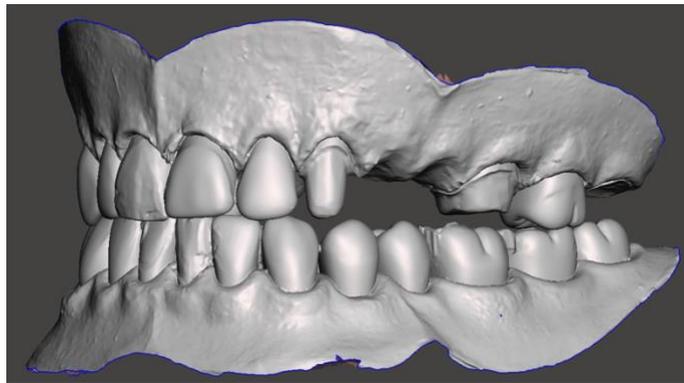


Figura 1. Imagen de referencia del modelo utilizado en esta investigación.

Un tema importante es el material de fabricación para las FDP, ya que sería una ventaja utilizar materiales restaurativos más ligeros y resistentes. Sin embargo, no hay información en la literatura para apoyar esta afirmación [4]; algunas de las características de la cerámica están relacionadas con la estética favorable [5], imitando la forma natural y las propiedades ópticas de los dientes, también la estabilidad cromática, la biocompatibilidad, la alta dureza, la resistencia al desgaste y la baja conductividad térmica [6]. Otro factor determinante en la selección del material restaurador son los costos del tratamiento [7].

Algunas de las ventajas de las FDP son la comodidad para el paciente al no tener que extraerlos, con una adaptación y estabilidad adecuadas, así como la biocompatibilidad con los tejidos circundantes [8].

Actualmente, debido a los avances en implantología y odontología adhesiva, existe una gran variedad de FDP para reemplazar el diente o dientes perdidos [9],

utilizando diferentes materiales como dióxido de circonio (ZR O²), polimetilmetacrilato (PMMA), o resinas de impresión para prótesis dentales (3DPP), gracias a sus características mecánicas, físicas, biológicas y estéticas, así como materiales mixtos utilizados convencionalmente como la porcelana fundida al metal (PFM).

Las restauraciones pueden variar según el tamaño, diseño, dimensión de las preparaciones e indicaciones específicas para el uso de materiales cerámicos.

Con la aplicación del flujo digital a través de un sistema de diseño y fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM), las restauraciones aditivas o sustractivas se fabrican actualmente en material cerámico, plástico o híbrido con criterios de selección predeterminados para su uso en restauraciones intraorales, debido a su estética natural, alta translucidez y resistencia a la decoloración y al desgaste [10].

2. Justificación

Para el análisis del peso de los elementos utilizados para la fabricación de los FDP diseñados sobre dientes o sobre implantes, ya sea en ZR O², PFM, PMMA y 3DPP, se debe considerar la relación resistencia-peso de los materiales utilizados en su fabricación, dado que además de la compatibilidad, el peso influiría en el rendimiento y la funcionalidad de los FDP cementados.

Por lo tanto, se requiere considerar la geometría del implante / diente o del FDP y el material a utilizar para optimizar su peso, resistencia mecánica y su efecto sobre las estructuras adyacentes a los dientes [11].

Las pruebas mecánicas son relevantes en prostodoncia; y debido a consideraciones éticas, las pruebas in vivo son limitadas, por lo que la generación de modelos virtuales mediante análisis de elementos finitos (3D FEA) supera estas limitaciones y reduce los costos de ejecución [12].

A través de 3D FEA es posible realizar un cálculo estructural simulado sobre las FDP, al que se aplican diferentes condiciones de cargas mecánicas, térmicas y condiciones de humedad, y se puede establecer el efecto de la geometría y el peso del material utilizado sobre su resistencia y vida útil [13].

Existen estudios limitados que justifican el efecto del peso de la prótesis desde un punto de vista mecánico. Esta brecha de investigación es una oportunidad interesante para proporcionar nuevos conocimientos.

Entre estos estudios, Tribst et al. (2020) evaluaron la influencia del peso de la dentadura postiza en la microdeformación del tejido óseo analizado con diferentes pesos y números de implantes. Informaron que las prótesis más pesadas bajo el efecto de la fuerza de la gravedad están relacionadas con un mayor estrés generado alrededor de los implantes [14].

Por su parte, Skirbutis et al. (2017), en su revisión sobre las propiedades y el uso de materiales poliméricos como la poliéterétercetona (PEEK) concluyeron que, en comparación con los metales utilizados en odontología, el PEEK es estable, biocompatible, más ligero y tiene un grado reducido de decoloración, aunque debido a su color marrón grisáceo, su uso no está indicado para restauraciones en el sector anterior [15].

En el caso de los materiales metálicos, Okubo et al. (2017) valoraron el uso del titanio debido a su baja densidad, que ofrece ventajas en su uso como material para estructuras restauradoras soportadas por implantes, mejorando las propiedades mecánicas [16].

3. Marco teórico

3.1. Clasificación de los materiales utilizados para el estudio

En este estudio se analizaron cuatro tipos principales de materiales restaurativos, que se describen en la Figura 2.



Figura 2. Estructuras FDP de cuatro unidades utilizadas para esta investigación. A) ZR O² (KATANA, Zirconia STML), b) PFM, c) PMMA (Telio CAD), d) 3DPP (SprintRay ONX).

3.1.1. Dióxido de circonio (ZR O²).

Se ha utilizado en odontología por su biocompatibilidad, sus propiedades mecánicas adecuadas y mejor aspecto con diferentes indicaciones, tanto para implantes dentales como pilares o coronas, o para dentaduras fijas [17].

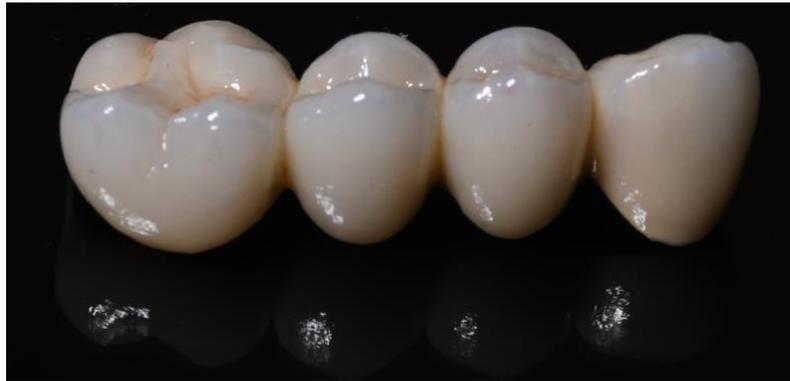


Figura 3. Estructura FDP en Óxido de circonio (KATANA, Zirconia STML)

El circonio puro se presenta en 3 fases según su naturaleza química (monoclínica, tetragonal y cúbica), la adición de óxido de itria lo mantiene en una fase tetragonal metaestable. Por lo tanto, 3 generaciones de policristal tetragonal de circonio estabilizado con itria (Ytria Tetragonal Zirconia polycrystal, Y-TZP) se han utilizado en odontología restauradora (3Y-TZP, 4Y-TZP, 5Y-TZP) [18].

Además, ZR O² por sus estructura química, características físicas y mecánicas muestra menos acumulación de biopelícula en su superficie [19].

Tiene una alta resistencia a la flexión (900-1400 MPa) y una alta tenacidad a la fractura (5-10 MPa*m^{1/2}) [20], lo que permite fabricar coronas de espesor reducido (0,5 mm) [21], con una supervivencia de hasta el 98%, a los cinco años en comparación con la metal cerámica o las FDP totalmente cerámicos, como la vitrocerámica reforzada, la alúmina infiltrada con vidrio y la alúmina de circonio infiltrada con vidrio [22,23].

3.1.2. Porcelana fundida al metal (PFM)

Se utilizó una aleación noble a base de plata-paladio (Pd-Ag) para la FDP, considerándola tiempo atrás como el gold standard en odontología restauradora [24]. Además, las aleaciones estaban parcial o totalmente recubiertas con cerámica feldespática, que han ido evolucionando [25].

Metales como Cr-Co o Cr-Ni también se han utilizado para reemplazar metales nobles y seminobles.



Figura 4. Estructura FDP metal cerámica

La cerámica que cubre el metal en un FDP está soportada por un núcleo de aleación de metal de alta resistencia, lo que permite menores costos de fabricación [26].

Para conocer el rendimiento funcional, así como las tasas de éxito y supervivencia de los FDP metal-cerámicas, un estudio ha demostrado tasas de supervivencia del 98% después de 5 años, 97% después de 10 años y 85% después de 15 años, respectivamente [27].

Algunas de las desventajas de esta opción restauradora incluyen la dependencia de la selección del color y la aplicación manual por parte del técnico dental, el chipping del material cerámico, el alto peso, la mayor densidad, la alta conductividad térmica y eléctrica, el largo tiempo de procesamiento y el mayor costo [28].

3.1.3. Polimetilmetacrilato (PMMA)

Es un material comúnmente utilizado para las FDP, generalmente temporales, introducido por primera vez por Walter Wright en 1937 [29].

Consiste en un polímero en capas, con estética satisfactoria, estabilidad química y peso ligero. Además, es resistente a la corrosión e hidrófobo. Sin embargo, sus propiedades mecánicas son cuestionadas debido a la fatiga causada por fuerzas masticatorias repetidas y por la propagación de microfisuras en áreas de concentración de estrés [30].



Figura 5. Estructura FDP en Polimetilmetacrilato PMMA (Telio CAD)

Se obtiene mediante tecnología sustractiva (molienda) o mediante tecnología aditiva (resinas impresas en 3D) [31]. Estas tecnologías han venido a sustituir los métodos de fabricación convencionales por materiales basados en resinas de metacrilato con contenido líquido/polvo, o resinas compuestas automezclables [32].

Las resinas de metacrilato inicialmente tienen una reacción química de autocurado, mientras que los materiales compuestos se pueden encontrar como sistemas de autocurado, fotocurado y curado dual [33].

3.1.4. Polímero impreso 3D (3DPP)

Un flujo de trabajo digital genera estructuras aditivamente a través del proceso CAM, obteniendo un producto por acumulación de capas de material, mediante tecnologías de impresión 3D como: Estereolitografía (SLA), procesamiento digital de luz (DLP), fusión selectiva por láser (SLM), sinterización selectiva por láser (SLS) y modelado por deposición fundida (FDM) [34].



Figura 6. Estructura FDP en resina para impresión 3D (SprintRay ONX)

La resina de impresión utilizada requiere una preparación mínima, con un ligero retoque para el acabado y la terminación. Según su fabricante, debe utilizarse en impresiones de 50 micras de resolución. Entre sus características, tiene una resistencia a la flexión de 147 MPa, un módulo de flexión de 7986 MPa y una resistencia al impacto de 28 J/m² [35].

4. Hipótesis

En este estudio, se menciona como hipótesis nula, que no existiría diferencia significativa entre el peso estructural, la resistencia, la tensión y la deformación de los FDP's de cada uno de los materiales estudiados.

5. Objetivos

5.1 Objetivo general

El objetivo de este estudio fue determinar y comparar las características mecánicas de las FDP de cuatro unidades en diferentes materiales como ZR O², PFM, PMMA y 3DPP.

5.2 Objetivos específicos

- Determinar el peso estructural de cada una de las unidades de FDP analizadas en este trabajo de investigación.
- Determinar la resistencia que puede soportar cada una de las unidades de FDP analizadas en este trabajo de investigación.
- Determinar la tensión que llegaría a soportar cada una de las unidades de FDP analizadas en este trabajo de investigación.
- Determinar la deformación que llegaría a soportar cada una de las unidades de FDP analizadas en este trabajo de investigación.
- Realizar una comparación entre cada uno de los resultados obtenidos y correlacionarlos entre sí.

6. Tipo de estudio

El presente trabajo de investigación, es un estudio IN VITRO, junto a una simulación 3D FEA por medio de análisis de elementos finitos.

7. Materiales y metodología

7.1 Materiales

Para este estudio se utilizaron cuatro materiales específicos:

- ZR O² (KATANA, Zirconia STML, Kuraray Noritake Dental Inc., Japón)
- PFM (metal; Wironia, BEGO, Bremen Gold Wilh. Herbst GmbH & Co, Alemania; VITA VM 13 ceramic, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania)
- PMMA (Telio CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Resina de impresión (3DPP) (SprintRay Pro 95, SprintRay, Los Ángeles, CA, USA).

Se utilizó también:

- Tipodonto
- Escáner intraoral (PrimeScan 2.0)
- Software de diseño (InLAB) 22.0-Dentsply-Sirona)
- Troquel metálico
- Balanza digital de alta precisión
- Máquina de ensayo universal (Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine, Shimadzu, Tokio, Japón)
- Software de análisis (ANSYS Workbench R1, 2022, ANSYS Inc., Houston, TX, USA)

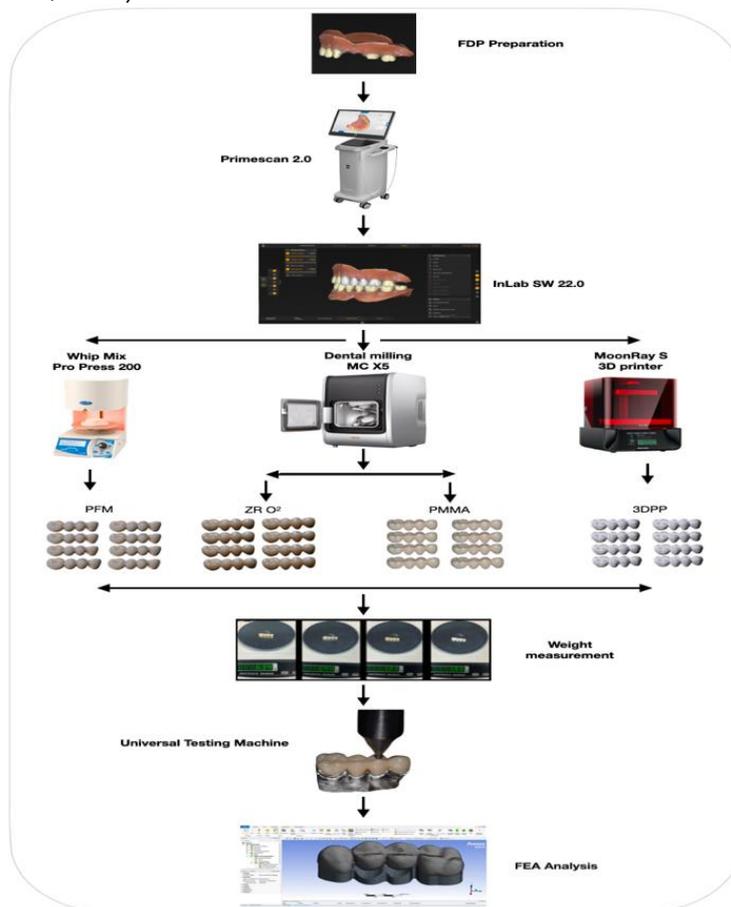


Figura 7. Esquema de la metodología utilizada en este estudio

7.2 Metodología

7.2.1 Preparación de las muestras

Se utilizó un tipodonto, con preparaciones en piezas 2.3 y 2.6 para un FDP de 4 unidades, con chaflán y paralelismo de 6 grados entre sus paredes axiales, con bordes redondeados.



Figura 8. Preparaciones dentales en piezas 2.3 y 2.6 para soportar una estructura FDP dentosoportada de 4 unidades

Se realizaron ocho muestras para cada material (n:32).

El PFM se obtuvo de la técnica de cera perdida y mediante una técnica aditiva estratificada manual de cerámica sobre metal.

Para los otros materiales se utilizó un flujo de trabajo digital. Se obtuvo una impresión digital de los dientes del tipodonto con un escáner de luz estereoscópica (PrimeScan 2.0, Dentsply-Sirona, Nueva York, NY, USA), posteriormente transferido a un software (InLAB SW 22.0, Dentsply-Sirona, New York, NY, USA), en el que se realizó un diseño de los dientes.

Una vez completado el proceso del diseño digital, se utilizó una fresadora de 5 ejes (MCX5, Dentsply Sirona, Nueva York, NY, USA) y una impresora 3D (SprintRay Pro 95, SprintRay, Los Ángeles, CA, USA) para materializar las FDP's.

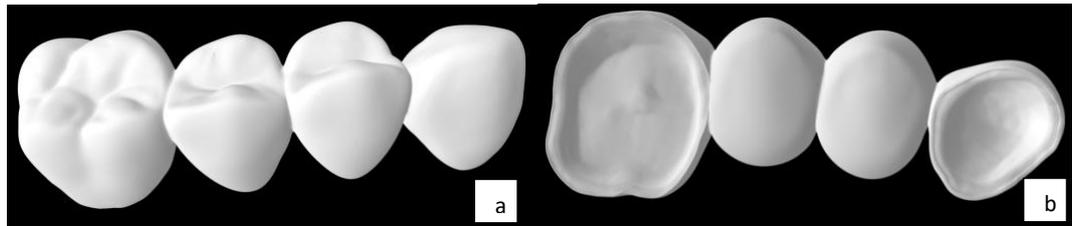


Figura 9. Diseño de la estructura de las FDP en InLAB, a) vista ocluso vestibular de la FDP b) Vista interna de la estructura de FDP

El análisis de laboratorio se realizó una vez fabricadas las restauraciones en los cuatro tipos de materiales a estudiar y adaptadas al modelo base; cada una de estas estructuras se pesó por separado en una balanza de laboratorio digital de alta precisión (balanza eléctrica LYC001, China).



Figura 10. Medición del peso de cada una de las estructuras analizadas, correspondiendo a) ZR O², b) PFM, c) PMMA, d) 3DPP

7.2.2. Ensayo de resistencia a la fractura

Para obtener y registrar los datos necesarios para realizar las simulaciones 3D, las estructuras FDP se sometieron previamente a pruebas de tenacidad a la fractura colocándolas en un troquel metálico de aleación de níquel-cromo libre de berilio (Wirona, Bego, Goldschlägerei, Bremen, Alemania), que se fabricó a partir del escaneo inicial del tipodonto.

Estas estructuras se colocaron en una máquina de ensayo universal (Shimadzu AGS-X series Universal Testing Machine, Shimadzu, Tokio, Japón) y se aplicaron diferentes unidades de cargas de compresión siguiendo una dirección paralela al eje mayor de la cara oclusal del pónico del FDP, repitiendo el punto exacto en cada una de las estructuras sometidas a análisis, a través de un pasador de acero endurecido con un radio de 3 mm y a una velocidad de 0,5 mm/min, con una

precarga inicial de 10 newtons (N), hasta que se produjo el fallo de dichas estructuras.

Al comienzo de la prueba el equipo fue calibrado, para asegurar condiciones iguales para cada una de las estructuras (Figura 11).



Figura11. Aplicación de pruebas de compresión en estructuras FDP, realizadas en una máquina de prueba universal

7.2.3. Simulación de deformación de las estructuras

Después de la prueba de resistencia a la fractura, se realizó el estudio comparativo de los pesos estructurales mediante el análisis en software 3D FEA, en el que se generaron modelos geométricos sólidos, importándolos al software de análisis (ANSYS Workbench R1, 2022, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) en formato estándar para el intercambio de datos de producto donde los elementos tetraédricos formaron la malla analizada.

Utilizando este software de ingeniería, se realizaron simulaciones de la respuesta a cargas de compresión en condiciones estáticas, para lo cual se generó la malla digital de las estructuras FDP, definiendo la geometría del estudio en tres volúmenes (troquel, base metálica, base polimérica).

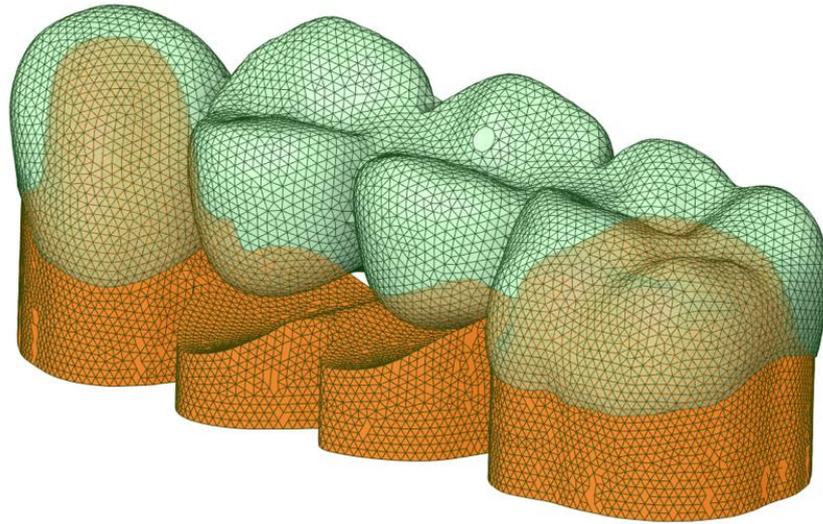


Figura 12. Malla digital de la FDP, creada para la simulación en Ansys

La malla utilizada contenía 650000 elementos tetraédricos. Se aseguró una calidad de malla de más del 85% para garantizar los resultados.

Utilizando este software, se realizaron simulaciones de la respuesta a cargas de compresión en condiciones estáticas utilizando la ecuación de elementos finitos (1) para el modelo, para el cual se generó la malla digital de las estructuras FDP, definiendo la geometría del estudio en los tres volúmenes antes mencionados.

$$F = [k]U = \begin{bmatrix} k & -k & 0 \\ -k & 2k & -k \\ 0 & -k & k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_i \\ F_j \\ F_k \end{Bmatrix} \quad (1)$$

En donde u_i, u_j, u_k denota el desplazamiento nodal, k es la rigidez del material de la corona y F_i, F_j, F_k son los componentes de fuerza en cada dirección.

Para cada material, se ingresaron datos para la configuración de las propiedades físicas y mecánicas, se configuraron las condiciones iniciales y de contorno, como se muestra en la **Tabla 1**. En la simulación 3D FEA, el análisis de tensiones se obtuvo utilizando el criterio de Von-Mises, y se obtuvo la deformación.

Property	ZR O ²	PFM	PMMA	3DPP
Density (kg m ⁻³)	5900	3090	1200	2000
Young's Modulus (GPa)	3.9	120	1.24	7.98
Poisson's Ratio	0.24	0.24	0.38	0.28
Bulk Modulus (Pa)	2.50E +09	7.69E +10	1.72E +09	6.05E +09
Shear Modulus (Pa)	1.57E +09	4.83E +10	4.49E +08	3.12E +09

Tabla 1. Gráfico descriptivo de las propiedades introducidas en el software 3D FEA para cada material, obtenidas a partir de los resultados de las pruebas de esfuerzo.

7.3. Análisis estadístico

Los datos fueron analizados utilizando el Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 27.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

Se realizó un análisis descriptivo por medio de un resumen de las medidas de dispersión y tendencia central.

Para el análisis de inferencias se realizó una prueba comparativa usando el análisis Kruskal-Wallis para determinar diferencias con un nivel de significancia del 5%; posteriormente se realizó comparaciones múltiples por pareja usando el análisis estadístico U de Mann Whitney.

8. Resultados

8.1. Resultados experimentales

En el análisis descriptivo relacionado con la medición del peso de cada una de las estructuras, los resultados se observan en la Figura 4.



Figura 13. Gráfica comparativa del peso, por estructura analizada en este estudio

8.2. Resultados de ensayos de resistencia a la fractura

Los resultados obtenidos de cada una de las estructuras se presentan en la **Tabla 2**.

Material	Fuerza (N)	Equivalente Stress (MPa)	Peso (g)
ZR O ²	1107.63	18.5098	6.35
PFM	1361.48	22.7521	6.44
PMMA	2104.73	35.1752	1.33
3DPP	1000.88	16.726	1.98

Tabla 2. Resultados descriptivos de las fuerzas de compresión vertical, tensiones y pesos de cada una de las estructuras analizadas.

El análisis descriptivo de la Fuerza (N) se resume en la **Tabla 3**. Aunque los materiales PMMA y PFM mostraron fuerzas promedio mucho más altas, también mostraron altos valores de coeficiente de variación, al igual que los materiales Zr O² y 3DPP.

Material	Media	Desviación Estándar	Coefficiente de Variación	Min	Max
ZR O ²	897.5477	379.4612	42.28%	477.390	1215.290
PFM	1728.8133	679.4625	39.30%	1123.010	2463.480
PMMA	1859.9027	620.6892	33.37%	635.786	2253.630
3DPP	858.0790	391.4379	45.62%	144.053	1343.810

Tabla 3 Resumen descriptivo de la Fuerza (N)

Los box plot de la **Figura 14**, permiten observar la alta variabilidad en el conjunto de datos de cada material.

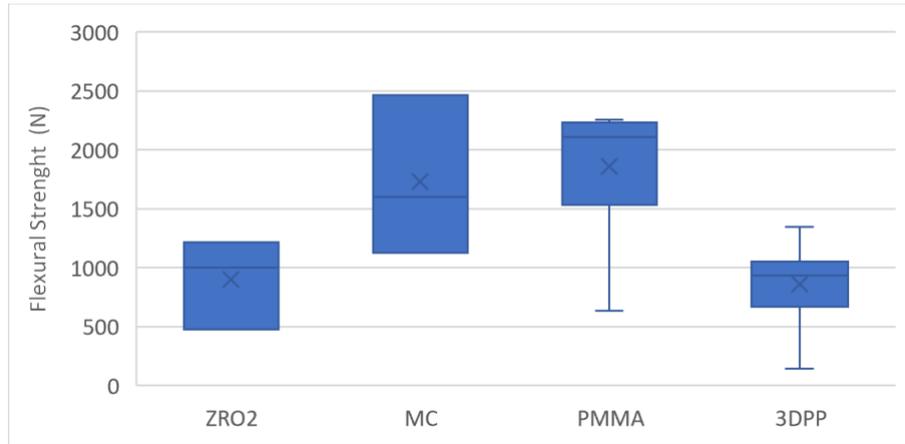


Figura 14. Diagrama de caja correspondiente a la fuerza (N), para los 4 materiales

8.3. Resultados 3D FEA

En cuanto a los resultados de la simulación 3D FEA, se observó que 3DPP presentó el menor grado de deformación en milímetros en comparación con las otras estructuras, seguido de PFM, ZR O² y finalmente PMMA (Tabla 4, Figura 15).

Material	Equivalente Stress (MPa)	Deformación (mm)
ZR O ²	21.766	0.168
GFP	22.56	0.011
PMMA	37.374	1.035
3DPP	15.36	0.001

Tabla 4. Resultados descriptivos de estrés y deformación por estructura en simulaciones realizadas en software 3D FEA.

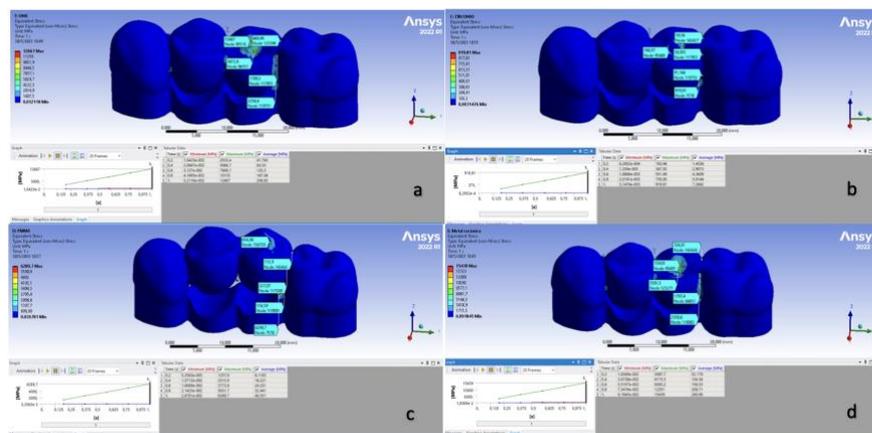


Figura 15. Gráficos de análisis 3D FEA del equivalente de estrés; a) corresponde a 3DPP, b) corresponde a ZR O², c) corresponde a PMMA y d) corresponde a PFM.

En cuanto a la tensión soportada por cada una de las estructuras, PMMA presentó el valor más alto, seguido de ZR O², PFM y 3DPP (**Figura 16**).

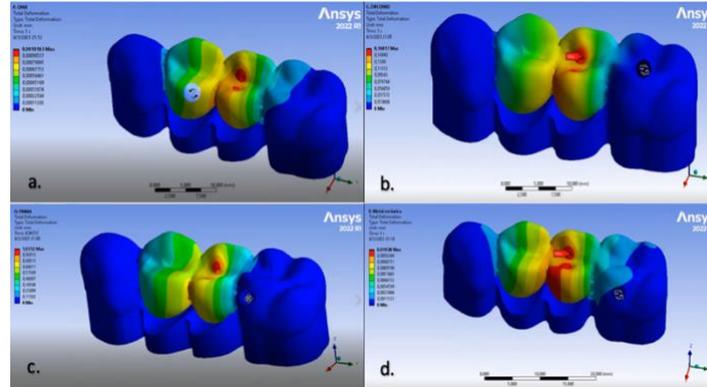


Figura 16. Gráficos de deformación de las estructuras durante el análisis 3D FEA; a) corresponde a 3DPP, b) corresponde a ZR O², c) corresponde a PMMA y d) corresponde a PFM.

En cuanto a la tensión equivalente soportada por la estructura de los FDP's en áreas cervicales y conectores, los resultados en MPa se muestran en la **Tabla 5**.

	0.25 ms	1 s
Estrés equivalente	MPa mínimo	MPa máximo
ZR O ²	183.96	919.81
GFP	3087.7	15439
PMMA	1257.9	6289.7
3DPP	2533.4	12667

Tabla 5. Resultados del equivalente de estrés en la estructura de la FDP obtenidos desde el inicio de la simulación 3D FEA hasta la finalización de 1 segundo.

Los resultados descriptivos del análisis de estrés se muestran en la **Tabla 6**. El alto coeficiente de valores de variación sugiere que las mediciones de muestra a muestra tienen una alta variabilidad y baja precisión.

Material	Media	Desviación estándar	Coefficiente de variación	Min	Max
ZR O ²	14.9999	6.3400	42.27%	7.9800	20.3090
GFP	28.8906	11.3546	39.30%	18.7669	41.1678
PMMA	31.0813	10.3725	33.37%	10.6248	37.6609
3DPP	14.3396	6.5414	45.62%	2.4073	22.4568

Tabla 6. Resumen descriptivo de tensión (MPa) para los 4 materiales.

El box plot de la **Figura 17** muestra la alta variabilidad en el conjunto de datos de cada material.

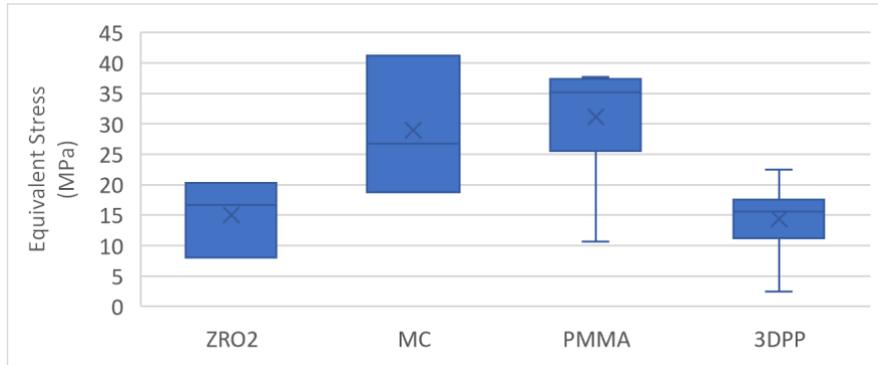


Figura 17. Diagrama box plot de tensión (MPa).

De acuerdo con los datos descriptivos de la deformación (%), los resultados se muestran en la **Tabla 7**. Y su respectivo box plot en la **Figura 18**.

Material	Media	Desviación estándar	Coefficiente de variación	Min	Max
Zr O2	2.0470	0.5582	27.27%	1.4475	2.5518
GFP	4.6828	1.9049	40.68%	2.8465	6.6496
PMMA	31.6752	9.5005	29.99%	13.6273	39.4554
3DPP	9.5779	2.9785	31.10%	4.0525	12.7738

Tabla 7. Resumen descriptivo de la deformación (%).

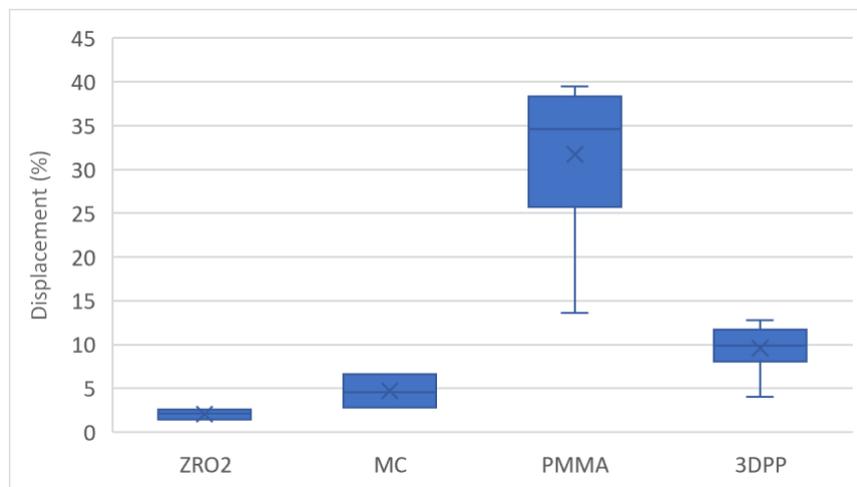


Figura 18. Diagrama box plot de deformación (%).

8.4. Comparación de los resultados experimentales y 3D FEA

Los datos obtenidos de la comparación de los resultados de los ensayos experimentales in vitro y los resultados de la simulación 3D FEA se muestran en la **Tabla 8**.

Materiales	In vitro	FEA 3D
	Equivalente Estrés (MPa)	Equivalente Estrés (MPa)
ZR O2	18.5098	21.766
GFP	22.7521	22.56
PMMA	35.1752	37.374
3DPP	16.726	15.36

Tabla 8. Resultados descriptivos de la comparación de esfuerzos, equivalentes de Von-Misses (equivalente de estrés) obtenidos en las pruebas in vitro y simulaciones 3D FEA.

8.5. Resultados inferenciales de los ensayos estadísticos

Los datos fueron analizados utilizando el software: Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 27.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

Se realizaron a un nivel de significancia del 5%. a) Las estadísticas de las pruebas se ajustan para los empates. b) No se realizan comparaciones múltiples porque la prueba global no mostró diferencias significativas en las muestras.

Material	Prueba estadística	Valor-p
Resistencia a la flexión (N)	7.807ab	0.05017
Equivalente Stress (MPa)	7.807ab	0.05017
Desplazamiento (%)	15.07a	0.00176

Tabla 9. Resumen de la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes.

Cada fila prueba la hipótesis nula de que las distribuciones de la muestra 1 y la muestra 2 son iguales. El nivel de significancia fue del 5%.

Resultado	Ejemplo 1 – Ejemplo 2	Prueba estadística	p-Valor
Desplazamiento (%)	ZR O ² -PMMA	-13.500	0.000
	PFM-PMMA	-9.833	0.009
	3DPP-PMMA	6.333	0.040

Tabla 10. Resultado de múltiples comparaciones por pares para el desplazamiento (%).

9. Discusión

Actualmente, los materiales para prótesis dentales fijas o prótesis implantosoportadas han aumentado considerablemente [36], hace años se utilizaba materiales como la metal cerámica siendo en esa época el estándar de oro; en los últimos años la incursión de nuevas tecnologías como CAD/CAM, han permitido bajar el coste de los materiales utilizados, con tiempos de fabricación mucho más rápidos y eficientes para la fabricación de prótesis, aumentando la calidad del trabajo en los tratamientos realizados en cada paciente [37], provocando así el uso más frecuente de cerámica libre de metal [38].

Este tema de estudio no ha sido suficientemente investigado de acuerdo con la literatura actual, siendo este el primero de su tipo en analizar y documentar las propiedades mecánicas de una FDP por medio de simulaciones 3D FEA, utilizando cuatro materiales para este propósito [39].

Los valores obtenidos permitieron rechazar la hipótesis nula de que no habría diferencia significativa en el peso estructural de las prótesis dentales fijas de ZR O², PFM, PMMA y 3DPP.

Tribst et al. en sus estudios mencionaron que no hay suficiente información sobre la comparación del efecto mecánico sobre el hueso maxilar cuando se utiliza una estructura protésica más ligera; algunos autores afirman que las estructuras de dióxido de circonio son una evolución de las estructuras metálicas soportadas por implantes, teniendo en cuenta la distribución de cargas y fuerzas que podrían soportar, siendo a veces más pesado que una estructura de metal fundido [40].

Por esta razón, era necesario saber si el peso de la prótesis podría causar daños o beneficios al tejido óseo, que según la ley de Wolff menciona que, dependiendo de la magnitud de las tensiones, este tejido puede deformarse [41]. Entonces, la elección del material utilizado

para la rehabilitación se vuelve importante, porque la supervivencia de la prótesis dependerá de este factor, ya que las fuerzas y tensiones máximas soportadas dependerán de la forma en que absorban la energía del impacto [42].

Se aceptó la hipótesis nula, ya que no habría diferencias entre la fuerza (N), la tensión (MPa) y la deformación (%) de las prótesis para cada material. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza (N) reportada por cada material ($H = 7,807$; valor de $p \geq 0,05$); tampoco se observaron diferencias significativas entre la tensión (MPa) reportada por cada material ($H = 7,807$; valor de $p \geq 0,05$).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la deformación (%) reportada entre cada material ($H = 15,07$; valor de $p < 0,05$), por lo que se realizaron múltiples pruebas de comparación por pares entre materiales para determinar grupos homogéneos en valores de deformación (%).

En resumen, el PMMA tuvo el valor medio más alto de fuerza (N), estrés (MPa), deformación (%) y menor peso (1,33 g), fue seguido por PFM con altos valores de fuerza (N), deformación (MPa) y peso (6,44 g) y con mayor deformación que ZR O² e inferior a 3DPP. ZR O² fue tercero en valores de fuerza (N), deformación (MPa) y peso (6,35 g), con el valor de deformación más bajo de todos los materiales. 3DPP mostró los valores más bajos de fuerza (N), deformación (MPa), con un peso mayor que el PMMA de 1,98 g y un porcentaje de deformación mayor que ZR O².

A partir de estos resultados se observó que los materiales más ligeros PMMA y 3DPP presentaron los valores más altos y más bajos del estudio respectivamente, comportamiento que fue similar en los materiales más pesados PFM y ZR O².

Por lo tanto, mencionar que el peso de los materiales no parece tener una influencia directa en los valores medios obtenidos para la resistencia, el estrés y la deformación, es decir, el peso de los materiales no parece estar correlacionado con los valores de las propiedades mecánicas analizadas.

De acuerdo con los resultados de este estudio, se observó que la estructura con el porcentaje más bajo en masa medida en gramos fue PMMA, seguida de 3DPP, ZR O² y finalmente PFM, siendo estos materiales algunos de los más utilizados en la rehabilitación protésica [43].

Este estudio mostró que el PMMA tiene un comportamiento predominantemente lineal en comparación con las otras estructuras analizadas, exhibiendo relajación de la tensión, deformación plástica y un módulo de elasticidad dependiente de la carga y la velocidad de aplicación de la carga. La deformación plástica del PMMA bajo diferentes grados de presión podría mejorar los resultados obtenidos, aunque esto aumentaría considerablemente el estrés experimental, por lo que fue necesario implementar ensayos de compresión [44].

La simulación 3D FEA de este estudio mostró que un material más pesado y rígido no es más resistente a las fuerzas o deformaciones, ya que transfiere más tensiones a las estructuras de soporte, mientras que sucede lo contrario con materiales más flexibles y resistentes [45].

En cuanto al recubrimiento cerámico PFM, tenía mayor cristalinidad y resistencia que el recubrimiento cerámico ZR O², probablemente debido a la incorporación de leucita para aumentar su coeficiente de expansión térmica [46], presentando también una mejor resistencia a las cargas de fractura, probablemente porque su subestructura metálica dispersaría el estrés del recubrimiento cerámico [47]. Además, debe considerarse que el módulo de Young del metal es 150 GPa [48], mientras que el módulo de Young de ZR O² fue 210 GPa [49], lo que muestra que el módulo de Young es inversamente proporcional a la deformación [50].

Las fuerzas dinámicas y de impacto en la mandíbula aplicadas contra los maxilares se transfieren de diferentes maneras para prótesis simples, múltiples o implantoportadas, que dependerán del material con el que estén fabricadas, siendo los materiales más rígidos como el circonio o la metal cerámica [51], los materiales que generan una mayor carga de fuerza dinámica sobre el hueso y estructuras adyacentes, en comparación con otros materiales para estructuras protésicas como fibra de carbono, fibra de vidrio o PEEK que dispersan y absorben fuerzas dinámicas e impactan la energía de una mejor manera [52].

En relación a esto, en la simulación con 3D FEA, 3DPP tuvo la menor deformación, PFM mostró menos deformación que ZR O²; El PMMA fue el material que más se deformó (**Tabla 4**). Este resultado se debe al método de fabricación de los materiales impresos, dado por la adición de capas, existiendo un enlace químico entre ellos; este proceso junto con la orientación vertical en la construcción permite que las capas se depositen perpendicularmente a la dirección de aplicación de las cargas, lo que mejoraría sus propiedades mecánicas [53]. Así, Tahayeri et al. mencionaron que cuanto menor es el espesor de la capa de impresión de estos materiales 3D, mayor es la cantidad de interfaces capa a capa presentes en la

estructura, polimerizando de una mejor manera, lo que aumenta las propiedades mecánicas del material [54].

Según la simulación 3D FEA de nuestro estudio, al comparar ZR O² con PMMA, el primero tiene una deformación menor, lo que evita la dispersión de tensiones en la estructura cerámica, soportando mejor las fuerzas de compresión y deformación que causarían fallas catastróficas en las FDP.

Según estudios realizados por nuestro grupo de investigación, donde se compararon restauraciones fresadas con las obtenidas por impresión 3D, las restauraciones fresadas mostraron una mayor resistencia a la fractura (1663.57 N) en relación a las resinas microhíbridas obtenidas mediante técnicas aditivas (1437.74 N). Estos resultados son similares a los obtenidos en este estudio, que muestra que las restauraciones fresadas mediante técnicas CAM presentan diferencias significativas en términos de soportar mayores cargas de fuerza y resistencia a la fractura en comparación con las restauraciones fabricadas por impresión 3D, que pueden ser causadas por la contracción que sufre el material durante el procesamiento y la postproducción [55].

Las características y condiciones del impacto en la simulación se calculan en términos de velocidad o aceleración y desplazamiento de un objeto; y también, el tiempo y duración del impacto sobre las superficies analizadas. En este estudio, la simulación de la aplicación de fuerzas de compresión en cada estructura FDP duró menos de 1 milisegundo como lo indican trabajos anteriores, lo que hace que el cálculo del software sea más preciso [56].

En cuanto a la tensión equivalente soportada por cada una de las estructuras analizadas, desde los 0,25 milisegundos hasta cumplido 1 segundo, se observó que ZR O² fue la estructura que sufrió menos estrés, seguida de PMMA, 3DPP y finalmente PFM. En cuanto a las fuerzas aplicadas en MPa sobre las caras oclusales y conectores, la simulación mostró mayor tensión en los conectores a nivel cervical para las estructuras ZR O² y PMMA, mientras que las tensiones en el área oclusal fueron mayores para las estructuras 3DPP y PFM; esto se debe a las características mecánicas y físicas de los materiales, como se puede ver en la **Figura 15** y la **Tabla 5**.

Las especificaciones de varios fabricantes sobre el espesor mínimo que deben tener las restauraciones FDP son útiles, ya que el comportamiento de un material está directamente relacionado con la tensión que puede soportar a un determinado espesor [57]. Incluso cuando se utilizan los espesores sugeridos, pueden producirse fracturas o astillamientos de los

materiales; este problema se puede predecir con la ayuda de 3D FEA, determinando si un material es capaz de soportar diferentes cargas masticatorias antes de la fabricación de una prótesis dental, que ha sido validada con estudios de laboratorio reales [58].

Los conectores son fundamentales en este tipo de restauración, por lo que su tamaño, tanto en altura como en anchura, es crucial para su éxito clínico [59]. Chun et al. demostraron que las tensiones máximas se acumulan en esta zona, recomendando un espesor mínimo de 0,8 mm en los conectores [60] para evitar flexiones y fracturas, transmitiendo así menos estrés a la prótesis y estructuras de soporte [61]. Schmitter et al. en su estudio de cohorte prospectivo, evaluaron el rendimiento clínico de dos años a estructuras de circonio extendida con soporte dental, recomendando 9 mm² como el tamaño mínimo para conectores en secciones transversales para las FDP [62]; concluyendo también que los conectores triangulares presentaban mayor resistencia a la flexión para fuerzas verticales, mientras que los conectores circulares presentaban mejores resultados frente a cargas oblicuas [63]. Por lo tanto, la importancia del diseño del conector como factor de previsibilidad de un FDP es clara [64].

En cuanto a los espesores que deben tener las coronas cerámicas, Ozer et al. sugieren valores de 1,3 mm en coronas monolíticas de dióxido de circonio, que tienen una resistencia similar a las coronas cerámicas metálicas; la resistencia a la flexión del circonio aumentó a medida que aumentaba su espesor, y tampoco se recomendaron espesores más pequeños para la rehabilitación del sector posterior, ya que deberían soportar fuerzas de 500 N [65].

En cuanto a la comparación de los resultados obtenidos durante las pruebas experimentales in vitro y la simulación 3D FEA, se observó que no existen diferencias significativas en los datos obtenidos, como se muestra en la **Tabla 8**, demostrando así la fiabilidad y certeza de este tipo de simulaciones para realizar tratamientos más predecibles.

Entre las limitaciones, se menciona que este estudio se llevó a cabo en un ambiente in vitro, por lo que su aplicación clínica intraoral sería importante para verificar las fuerzas aplicadas a la estructura y su influencia en las estructuras estudiadas. Otra limitación fue la aplicación de cargas estáticas en una sola dirección, ya que los estudios clínicos hacen referencia al hecho de que las cargas de fractura que se producen bajo cargas estáticas tienden a presentar valores de medición más altos que en un ambiente húmedo y con cargas dinámicas [66]. Una última limitación importante en este estudio estuvo relacionada con las propiedades físicas y mecánicas de PFM, ya que es un material fusionado a partir de varias

estructuras metálicas y cerámicas, lo que provocó complicaciones al obtener sus características para realizar la simulación, sin ser una estructura monolítica.

10. Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos en este estudio, se presentan las siguientes conclusiones:

1. El peso estructural de un material no influiría en una mayor resistencia. Una estructura más pesada, no sería más resistente a la tensión o deformación, incluso puede transferir más tensiones a las estructuras de soporte, lo contrario sucedería con materiales más flexibles y resistentes.
2. Como se muestra en los resultados y dado que el rendimiento de un material está relacionado con la tensión y las fuerzas soportadas por las estructuras, especialmente en esta área, se podría mencionar la importancia de considerar factores de diseño como los conectores, su forma y tamaño.
3. Las pruebas in vitro y 3D FEA, hacen que los modelos de simulación de propiedades mecánicas sean factibles, antes de llevar a cabo las aplicaciones clínicas

11. Recomendaciones

Se necesitan más estudios que permita observar las características analizadas en este estudio, como son: el peso, resistencia, tensión y deformación, valorarlas y cuantificarlas en el tiempo, así como también en su aplicación clínica.

Referencias

1. Gupta A, Felton DA, Jemt T, Koka S. Rehabilitation of Edentulism and Mortality: A Systematic Review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2019;28(5):526-35.
2. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J*. 2010;60(3):143-55.
3. Askar H, Di Gianfilippo R, Ravida A, Tattan M, Majzoub J, Wang HL. Incidence and severity of postoperative complications following oral, periodontal, and implant surgeries: A retrospective study. *J Periodontol*. 2019;90(11):1270-8.
4. Ramsey WO. Comparison of weight reduction in different designs of solid and hollow obturator prostheses. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):602.
5. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. *J Am Dent Assoc* 1939. 2011;142 Suppl 2:14S-9S.
6. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2011;27(1):83-96.
7. Walton TR. Making sense of complication reporting associated with fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont*. 2014;27(2):114-8.
8. Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(6):470-7.
9. Hemmings K, Harrington Z. Replacement of missing teeth with fixed prostheses. *Dent Update*. 2004;31(3):137-41.
10. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont*. 2013;26(2):111-24.
11. Lee JY, Kim HY, Shin SW, Bryant SR. Number of implants for mandibular implant overdentures: a systematic review. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(4):204-9.
12. Abad-Coronel C, Atria PJ, Romero Muñoz C, Conejo J, Mena Córdova N, Pendola M, et al. Analysis of the mesh resolution of an .STL exported from an intraoral scanner file. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2022;34(5):816-25.
13. Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc Taiwan Yi Zhi*. 2020;119(10):1514-23.
14. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(2):67-74.

15. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19-23.
16. Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y. Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. *Dent Mater J*. 2017;36(5):517-23.
17. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90(8):937-52.
18. Abad-Coronel C, Paladines Á, Ulloa AL, Paltán CA, Fajardo JI. Comparative Fracture Resistance Analysis of Translucent Monolithic Zirconia Dioxide Milled in a CAD/CAM System. *Ceramics*. 2023;6(2):1179-90.
19. 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.
20. Raluca Monica C, Bordea L, Paraschiv V, Botoaca O, Curt-Mola F, Tarcolea M, et al. Experimental Research on Zirconia Resistance to Occlusal Stresses. *Rev Chim*. 2019;70:74-7.
21. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J*. 2013;32(1):189-94.
22. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2015;31(6):603-23.
23. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2015;31(6):624-39.
24. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):654-66.
25. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20(5):449-56.
26. Memon, Muhammad Rizwan. Reasons and problems in dislodged metal ceramic fixed partial dentures presented for recementation by patients." *JPDA-Journal of the Pakistan Dental Association* 16.1. 2007: 13-19
27. Eliasson A, Arnelund CF, Johansson A. A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three- to seven-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2007;98(1):6-16.

28. Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *J Prosthodont Res.* 2021;65(2):137-47.
29. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am.* 1975;19(2):211-22.
30. Abdulrazzaq Naji, S., Jafarzadeh Kashi, T. S., Behroozibakhsh, M., Hajizamani, H., Habibzadeh, S. Recent Advances and Future Perspectives for Reinforcement of Poly(methyl methacrylate) Denture Base Materials: A Literature Review. *Journal of Dental Biomaterials*, 2018; 5(1): 490-502.
31. Burns DR, Beck DA, Nelson SK, Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):474-97.
32. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent.* 2008;36(1):15-20.
33. Gracis S, Fradeani M, Celletti R, Bracchetti G. Biological integration of aesthetic restorations: factors influencing appearance and long-term success. *Periodontol* 2000. 2001;27:29-44.
34. Jain S, Sayed ME, Shetty M, Alqahtani SM, Al Wadei MHD, Gupta SG, et al. Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers.* 2022;14(13):2691.
35. SprintRay OnX. SprintRay Customer Support. <https://support.sprinray.com/hc/en-us/articles/4411304286615-SprintRay-OnX>
36. Fehmer V, Mühlemann S, Hämmerle CHF, Sailer I. Criteria for the selection of restoration materials. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2014;45(9):723-30.
37. Benic GI, Mühlemann S, Fehmer V, Hämmerle CHF, Sailer I. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part I: digital versus conventional unilateral impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):777-82.
38. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):633-45.
39. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater.* 2011;27(4):339-47.

40. Ouzer A. The Evolution and Fabrication of Implant-supported Full-arch Hybrid Prostheses. From Conventional Casted Metal to an All-Ceramic Zirconia. *N Y State Dent J.* 2015;81(6):44-9.
41. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.
42. Marimon X, Cerrolaza M, Ferrer M, Cantó-Navés O, Cabratosa-Termes J, Pérez R. A Systematic Study of Restorative Crown-Materials Combinations for Dental Implants: Characterization of Mechanical Properties under Dynamic Loads. *Int J Mol Sci.* 2022;23(15):8769.
43. Burns DR, Beck DA, Nelson SK, Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):474-97.
44. Schrader P, Kolling S, Schlenz MA, Wöstmann B, Schmidt A. Finite element simulation of fixed dental prostheses made from PMMA —Part II: Material modeling and nonlinear finite element analysis. *Dent Mater J.* 2021;40(4):894-902.
45. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(2):143-8.
46. Ansong R, Flinn B, Chung KH, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2013;109(4):234-40.
47. Craig RG, El-Ebrashi MK, Peyton FA. Stress Distribution in Porcelain-Fused-to-Gold Crowns and Preparations Constructed with Photoelastic Plastics. *J Dent Res.* 1971;50(5):1278-83.
48. Bonfante EA, Rafferty BT, Silva NRFA, Hanan JC, Rekow ED, Thompson VP, et al. Residual thermal stress simulation in three-dimensional molar crown systems: a finite element analysis. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2012;21(7):529-34.
49. Möllers K, Pätzold W, Parkot D, Kirsten A, Güth JF, Edelhoff D, et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. *Dent Mater.* 2011;27(8):e171-5.
50. Quack M, Stohner J, Strauss HL, Takami M, Thor AJ, Cohen ER, et al. Quantities, Units and Symbols in Physical Chemistry. Royal Society of Chemistry; 2007. 249 p.
51. Cantó-Navés O, Medina-Galvez R, Marimon X, Ferrer M, Figueras-Álvarez Ó, Cabratosa-Termes J. A 3D Finite Element Analysis Model of Single Implant-Supported Prosthesis under Dynamic Impact Loading for Evaluation of Stress in the Crown, Abutment and Cortical Bone Using Different Rehabilitation Materials. *Mater Basel Switz.* 2021;14(13):3519.

- 52.** Cantó-Navés O, Marimon X, Ferrer M, Cabratosa-Termes J. Comparison between experimental digital image processing and numerical methods for stress analysis in dental implants with different restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;113:104092.
- 53.** Corbani K, Hardan L, Eid R, Skienhe H, Alharbi N, Ozcan M, et al. Fracture Resistance of Three-unit Fixed Dental Prostheses Fabricated with Milled and 3D Printed Composite-based Materials. *J Contemp Dent Pract.* 2021;22(9):985-90.
- 54.** Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2018;34(2):192-200.
- 55.** Abad-Coronel C, Carrera E, Mena Córdova N, Fajardo JI, Aliaga P. Comparative Analysis of Fracture Resistance between CAD/CAM Materials for Interim Fixed Prosthesis. *Mater Basel Switz.* 2021;14(24):7791.
- 56.** Minami I, Oogai K, Nemoto T, Nakamura T, Igarashi Y, Wakabayashi N. Measurement of jerk-cost using a triaxial piezoelectric accelerometer for the evaluation of jaw movement smoothness. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):590-5.
- 57.** Karaer O, Yamaguchi S, Nakase Y, Lee C, Imazato S. In silico non-linear dynamic analysis reflecting in vitro physical properties of CAD/CAM resin composite blocks. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;104:103697.
- 58.** Medina-Galvez R, Cantó-Navés O, Marimon X, Cerrolaza M, Ferrer M, Cabratosa-Termes J. Bone Stress Evaluation with and without Cortical Bone Using Several Dental Restorative Materials Subjected to Impact Load: A Fully 3D Transient Finite-Element Study. *Mater Basel Switz.* 2021;14(19):5801.
- 59.** Gargari M, Gloria F, Cappello A, Ottria L. Strength of zirconia fixed partial dentures: review of the literature. *ORAL Implantol.* 2010;3(4):15-24.
- 60.** Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:97-113.
- 61.** Shaikh SA, Rai P, Aldhuwayhi S, Mallineni SK, Lekha K, Joseph AM, et al. Comparative Evaluation of Stress Acting on Abutment, Bone, and Connector of Different Designs of Acid-Etched Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: Finite Element Analysis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022;10:798988.
- 62.** Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil.* 2009;36(8):610-5.

- 63.** Ahmed MS, Reddy KM, Shastry YM, Aditya SV, Babu PJ. Evaluation of flexural strength of Zirconia using three different connector designs: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020;20(3):285-9.
- 64.** Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *J Prosthet Dent.* 2013;110(4):288-95.
- 65.** 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;119(6):987-93.
- 66.** Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):652-61