



**UNIVERSIDAD DE TALCA  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD  
DEPARTAMENTO DE REHABILITACIÓN BUCOMAXILO FACIAL  
UNIDAD DE BIOMATERIALES**

**REEMPLAZO DE CORONAS METAL-CERÁMICA POR CERÁMICAS LIBRES  
DE METAL. REVISIÓN SISTEMÁTICA DE LA LITERATURA.**

*Replacement of metal-ceramic crown replacement with metal-free ceramic crowns:  
Systematic review*

Memoria presentada a la Escuela de Odontología de la Universidad de Talca  
como parte de los requisitos científicos exigidos para la obtención del título  
de Cirujano Dentista.

**ESTUDIANTES: THALÍA BETSABÉ QUEZADA ROJAS  
TERESA CRISTINA ROJAS GAMBOA  
PROFESOR GUÍA: DRA. TERESA AZOCAR CABELLO  
PROFESOR INFORMANTE: DR. DANIEL BRAVO C.**

**TALCA - CHILE**

**2020**

## CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su unidad de procesos técnicos certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



Talca, 2021

## INFORMACIONES CIENTÍFICAS DE LA PROFESORA GUÍA

<b>Nombre</b>
Teresa Azocar Cabello
<b>Correo electrónico</b>
<a href="mailto:tazocar@utalca.cl">tazocar@utalca.cl</a>

## AGRADECIMIENTOS

*A Dios por darme la posibilidad de cumplir mis sueños, por ser mi refugio y mi fortaleza en todo momento, por estar a mi lado en cada paso que doy. A mis padres Manuel y Milca por su infinito amor y apoyo incondicional en cada etapa de mi vida, por su sacrificio y entrega diaria ayudándome a cumplir mis metas. A mi hermanito Manuel que es la luz de mis ojos y quién siempre tuvo una palabra de alegría en este proceso. A mi pololo Sebastián, mi complemento, por la paciencia y gran amor a lo largo de estos años. A toda mi familia por brindarme su apoyo y confiar en mí. A mis amigos porque hicieron que el paso por esta carrera fuera feliz, aprendí mucho de cada uno de ustedes. A los/las docentes y funcionarios/as con quienes pude compartir, gracias por su hermosa labor en la escuela, son profesionales de excelencia.*

*Thalía Quezada Rojas*

*Agradezco a Dios por estar siempre presente en cada paso que voy dando, por darme la entereza para afrontar cada obstáculo y desafío. A mis padres por sus enseñanzas y el apoyo que siempre me han otorgado, por confiar en mis capacidades e impulsarme a seguir mis sueños. A mis hermanos por sus palabras de aliento y por su ayuda siempre que fue necesario. A la familia Pozo Molina por su cariño infinito y por su apoyo en cada paso de mi carrera. A todos mis amigos por motivarme a dar lo mejor de mí y por entender mi ausencia en ocasiones. Gracias a cada una de las personas que conocí en el transcurso de esta bella carrera, docentes, funcionarios, amigos, cada uno fue de suma importancia en este proceso.*

*Teresa Rojas Gamboa*

## ÍNDICE

1. RESUMEN .....	2
1.1. Palabras clave .....	2
2. ABSTRACT.....	3
2.1. Keywords.....	3
3. INTRODUCCIÓN .....	4
4. MÉTODOS .....	7
4.1 Diseño experimental.....	7
4.2 Criterios de elegibilidad .....	7
4.3 Fuentes de información y estrategia de búsqueda .....	8
4.4. Selección de estudios.....	10
4.5. Extracción de datos .....	11
4.6. Análisis de calidad de cada estudio (riesgo de sesgo).....	11
5. RESULTADOS .....	12
5.1 Estudios seleccionados y excluidos.....	12
5.2 Análisis cualitativo de estudios incluidos .....	13
5.3 Análisis cualitativo de estudios según propiedad biomecánica y diseño de soporte .....	13
5.4 Análisis de riesgo de sesgo.....	22
5.5 Análisis cuantitativo de estudios .....	24
6. DISCUSIÓN .....	25
7. REFERENCIAS.....	28
8. ANEXOS .....	33
8.1 Calibración kappa.....	33
8.2. Tabla 7. Resumen de resistencia a la fractura (fatiga).....	35
8.3. Tabla 8. Resumen de resistencia a la fatiga dinámica.....	41
8.4. Tabla 9. Resumen de resistencia al cizallamiento .....	42
8.5. Tabla 10. Resumen de modo de falla (fractura) .....	43
8.6. Tabla 11. Resumen de análisis de elementos finitos.....	49

## 1. RESUMEN

La opción rehabilitadora clásica para restaurar dientes que han sufrido pérdida estructural son las coronas dentales, las que restituyen la función del diente, devolviendo su anatomía y estructura. Por esto, los materiales utilizados para fabricar estas prótesis fijas deben otorgar propiedades biomecánicas que garanticen su éxito clínico y supervivencia. Actualmente, gran parte de los tratamientos rehabilitadores realizados en odontología son en base a restauraciones estéticas libres de metal, sin embargo, las restauraciones metal-cerámica (MC) siguen siendo el *gold standard*.

Es por ello que la presente RSL busca determinar si las propiedades biomecánicas evaluadas *in vitro* de las coronas libres de metal son comparables con las coronas MC, posibilitando una indicación con fundamentos y la selección apropiada según el caso.

Se examinaron tres bases de datos: PubMed, Scopus y Web of Science, utilizando criterios de búsqueda predefinidos: **P**: Estudios *in vitro* que evaluaron coronas como restauración, **I**: Estudios donde la intervención fueran coronas **cerámicas libres de metal** realizadas con distintos materiales cerámicos, **C**: Coronas **metal-cerámica** y **O**: **propiedades biomecánicas**. Realizamos la selección de artículos y la extracción de datos en duplicado e independientemente. El proceso fue predefinido y piloteado por lineamientos PRISMA. Según la evidencia *in vitro*, encontramos que los sistemas cerámicos libres de metal mostraron propiedades biomecánicas comparables a los sistemas MC, por lo tanto, las coronas MC sí son comparables con las coronas cerámicas libres de metal, para que sean utilizados, ya sea como núcleo, revestimiento o coronas monolíticas en dientes anteriores y posteriores.

### 1.1. Palabras clave.

Cerámicas, Coronas, Aleaciones metal-cerámica, Todo de cerámica, Prótesis fijas dentales.

## 2. ABSTRACT

The classic option to restore teeth that have suffered great structural loss are dental crowns, which restore the tooth's function along with its anatomy and structure. For this, materials used to fabricate these prostheses must provide biomechanical properties to ensure clinical success and their survival. Currently, a large number of the rehabilitation treatments performed in dentistry consist of metal-free aesthetic restorations; however, metal-ceramic restorations (MC) are still the *gold standard*. Thus, our SR will determine whether the biomechanical properties of metal-free crowns—which have been evaluated in vitro—are comparable to the MC crowns, allowing a well-founded choice and an appropriate selection according to each clinical case.

Three databases were examined: PubMed, Scopus, and Web of Science, using predefined search criteria; **P:** In vitro studies that assessed crowns as dental restoration, **I:** Studies where the procedure involved **free-metal ceramic crowns** made of different ceramic materials, **C: Metal-ceramic crowns**, and **O: biomechanical properties**. We made the selection of the articles and the data extraction independently. The process was predefined and directed in accordance with PRISMA guidelines. In agreement with the in vitro evidence, we found that metal-free ceramic systems showed biomechanical properties which are comparable to the MC systems, and therefore, MC crowns are comparable with metal-free ceramic crowns used as core, coating or monolithic crowns in anterior and posterior teeth.

### 2.1. Keywords.

Ceramics, Crowns, Metal ceramic Alloys, All-ceramic, Fixed dental prostheses.

### 3. INTRODUCCIÓN

Existen muchos procedimientos restauradores y diversos tipos de materiales para llevarlos a cabo. Como es de conocimiento de la profesión odontológica, existen distintos tipos de restauraciones dentales indirectas como incrustaciones, carillas, coronas, prótesis fijas plurales, entre otras, las que, dependiendo de su indicación, incorporan el uso de diferentes materiales con el fin de reemplazar la estructura perdida del diente. Tradicionalmente se han realizado restauraciones totalmente metálicas o de base metálica recubiertas con cerámica, estas últimas con el fundamento de obtener estética y alcanzar mejores propiedades mecánicas, requeridas principalmente para las restauraciones del sector posterior (1).

Las coronas dentales son la opción terapéutica clásica para restaurar dientes que han sufrido una gran pérdida estructural, logrando uno de los principales objetivos de la rehabilitación fija, la que es la rehabilitación del tejido dental perdido. Este tipo de restauraciones permiten devolver la anatomía y estructura, restituyendo la función al diente dañado. Es por esto, que los materiales utilizados para fabricar estas prótesis deben proporcionar propiedades biomecánicas que garanticen su éxito clínico y supervivencia a largo plazo (2). Cuando se introducen nuevos materiales en el campo de la prótesis fija, uno de los objetivos es garantizar que las coronas otorguen una resistencia adecuada a la masticación y un nivel de resistencia mayor o similar a los materiales clásicos como MC que actualmente son el *gold standard* (2).

No obstante, actualmente los materiales de uso más frecuente para las restauraciones indirectas son las cerámicas libres de metal, debido a las ventajas que presentan con respecto a otros materiales. Por esta razón han emergido múltiples materiales cerámicos, tales como feldespatos, feldespatos reforzados, disilicato de litio y circonios en distintas presentaciones, que han sido mejorados con el paso del tiempo. Biológicamente las restauraciones libres de metal han tenido buen comportamiento en cuanto a la biocompatibilidad con los tejidos periodontales (3), y a su vez presentan físicamente un mejor comportamiento que el metal, por lo cual se logran adaptar de mejor forma a la estructura dental, transformándose en un tratamiento predecible en comparación con las restauraciones MC. Además, es imperante mencionar que muchas preparaciones para coronas libres de metal pueden realizarse de



manera conservadora, lo que implica un desgaste reducido del diente, concepto que prima hoy en día en Odontología mínimamente invasiva (3).

La mayoría de las cerámicas dentales son frágiles y las tensiones causadas por la carga oclusal provocan la propagación de grietas; sin embargo, las propiedades mecánicas de las cerámicas de alta resistencia permiten su uso en restauraciones de cerámica sin metal en áreas de alta tensión. Los nuevos materiales cerámicos convencionales y/o digitales se han desarrollado en un intento de alcanzar mejoras sustanciales en resistencia y longevidad, logrando que las restauraciones de cerámica sin metal puedan soportar altos niveles de fuerza sin fallar (4).

Las cerámicas le permiten al dentista lograr restauraciones con un aspecto estético natural en la boca del paciente, lo cual es crucial al momento de considerar exitoso un tratamiento, pero más trascendental es asegurar que el material utilizado presente las características físicas y mecánicas óptimas según la necesidad de cada caso. Es por esto que existe una gran diversidad de cerámicas como las ya mencionadas, las cuales aportan otras cualidades que difieren entre sí, permitiendo tener una amplia gama de opciones a elegir. En la práctica clínica no está clara la eficacia comparativa de las diferentes cerámicas existentes, persistiendo aún dudas en relación con las propiedades físico-mecánicas y si estas son una opción comparable con las coronas MC, para su reemplazo y/o su correcta indicación.

Para esto utilizamos criterios de búsqueda predefinidos: P: Estudios in vitro en los cuales se evaluaron coronas (PFU) como restauración, I: Estudios donde la intervención fueran coronas cerámicas libres de metal realizadas con distintos materiales cerámicos (cerámicas feldespáticas, feldespáticas reforzadas, disilicato de litio y circonia en sus distintas presentaciones), C: Coronas metal cerámica y O: propiedades biomecánicas (resistencia a la fractura, al cizallamiento, etc.). Consideramos relevante clarificar estos tópicos ya que no existen estudios que resuman la evidencia y que entreguen directrices para una correcta indicación del material restaurador. En resumen, esta revisión sistemática de la literatura determinará si las propiedades biomecánicas evaluadas in vitro de las coronas libres de metal son equiparables con las coronas MC. Responder esta pregunta nos permitirá obtener una comparación de las propiedades biomecánicas entre coronas libres de metal y coronas MC, que sea de utilidad para respaldar su reemplazo. Nuestro objetivo de investigación es revisar

sistemáticamente la evidencia *in vitro* que describa las propiedades biomecánicas de las coronas confeccionadas con materiales libres de metal (cerámicas libres de metal; circonio, feldespato o disilicato de litio) en comparación a coronas MC.

## 4. MÉTODOS

### 4.1 Diseño experimental

Realizamos una Revisión Sistemática de la Literatura (RSL), con el objetivo de extraer y analizar sistemáticamente la evidencia *in vitro* que describen las propiedades biomecánicas de las coronas confeccionadas con materiales libres de metal (cerámicas libres de metal; circonio, feldespato o disilicato de litio) en comparación a coronas metal-cerámica.

Examinamos tres bases de datos Medline vía PubMed, SCOPUS y Web of Science, utilizamos criterios de búsqueda predefinidos. La selección de artículos y extracción de datos fue realizada por dos investigadores (TQ y TR) en duplicado y de forma independiente. Realizamos un análisis de riesgo de sesgo de cada uno de los estudios. Esta RSL fue conducida y reportada de acuerdo a los lineamientos establecidos por PRISMA (<http://www.prisma-statement.org>) (5)

### 4.2 Criterios de elegibilidad

Los criterios de elegibilidad los establecimos acorde con la pregunta P.I.C.O.

#### Criterios de inclusión:

- **Paciente/Población/Problema (P):** Estudios *in vitro* los cuales evaluaron **coronas (PFU) como restauración.**
- **Intervención (I):** Estudios donde la intervención sean coronas **cerámicas libres de metal** realizadas con distintos materiales cerámicos (cerámicas feldespáticas,irconia y disilicato de litio).
- **Comparación (C):** Estudios donde exista como grupo control coronas **MC.**
- **Outcome o Variable Dependiente (O):** Estudios en los que se evalúen las diferentes **propiedades biomecánicas** (resistencia a la tracción, resistencia compresiva, resistencia al cizallamiento, resistencia flexural, dureza, etc.).
- **Diseño experimental (S):** Estudios *in vitro*.

### **Criterios de exclusión:**

- Estudios categorizados como literatura gris.
- Revisiones narrativas.
- Evidencia terciaria.
- Estudios que se traten de prótesis fijas plurales.
- Artículos de revistas que no pertenezcan a ningún cuartil según Scimago.
- Artículos de revistas que sean Q3 y Q4.
- Artículos en los cuales no esté disponible el texto completo en plataformas gratuitas.

### **4.3 Fuentes de información y estrategia de búsqueda**

Preparamos la búsqueda inicialmente para la base de datos Medline vía PubMed y luego la modificamos para las bases de datos Scopus y Web of Science, comenzando el 24 de julio de 2020 y finalizando el 27 de julio de 2020. Utilizamos los elementos P, I y C (Tablas 1, 2 y 3) de la pregunta P.I.C.O. donde P: paciente/población/problema, I: intervención, C: comparación. La pregunta de investigación a responder es si **las propiedades biomecánicas evaluadas *in vitro* de las coronas libres de metal son comparables con las coronas metal-cerámica**. Para cada elemento P, I y C utilizamos términos MeSH y términos libres, y además combinamos con el operador booleano OR (Tablas 1, 2 y 3). Luego, las claves de la estrategia de búsqueda las combinamos con el operador booleano AND entre los elementos P, I y C. En la estrategia de búsqueda aplicamos restricciones de año (últimos 20 años) y no empleamos restricción de idioma, la búsqueda la realizamos de forma manual y guiada por una experta en el área de Biomateriales Dentales de la Escuela de Odontología de la Universidad de Talca.

### 4.3.1 Estrategias de búsquedas para las distintas bases de datos

**Tabla 1: Estrategia de búsqueda MedLine vía PubMed. Se indican los términos de búsqueda utilizados para P, I y C.**

Base de datos	PATIENT/PROBLEM	INTERVENTION	COMPARISON
Medline vía Pubmed	(Crowns [Mesh] OR Crown [All Fields] OR Single Crowns [All fields] OR Dental crown [All fields] OR Fixed dental prostheses [All Fields])	(Ceramics [Mesh] OR Dental Porcelain [Mesh] OR Ceramic systems [All Fields] OR All-ceramic [All Fields] OR Metal-free [All Fields] OR Feldspathic [All Fields] OR Zirconium [All Fields] OR Zirconium [Mesh] OR Lithium disilicate [All Fields]))	(Metal Ceramic Alloys/chemistry [MeSH] OR metal ceramic [All fields])
	P = 51,973 títulos encontrados	I = 40,151 títulos encontrados	C= 3,018 títulos encontrados
<b># P AND I AND C = 948</b> títulos encontrados Filtro 20 últimos años: 679 artículos			

#= Indica el número de artículos obtenidos para P, I y C individualmente y luego, combinados con el operador boleano AND.

**Tabla 2: Estrategia de búsqueda Scopus. Se indican los términos de búsqueda utilizados para P, I y C.**

Base de datos	PATIENT/PROBLEM	INTERVENTION	COMPARISON
Scopus	TITLE-ABS-KEY (crowns OR "Single Crowns" OR "Dental crown" OR "Fixed dental prostheses")	TITLE-ABS-KEY (ceramics OR "Dental Porcelain" OR "Ceramic systems" OR "All-ceramic" OR "Metal-free" OR feldspathic OR zirconium OR "Lithium disilicate")	TITLE-ABS-KEY ("Metal Ceramic Alloys" OR "metal ceramic")
	P = 135,462 títulos encontrados	I = 504,667 títulos encontrados	C= 7,953 títulos encontrados
<b># P AND I AND C = 1,709</b> Filtro 20 últimos años: 1273 artículos			

#= Indica el número de artículos obtenidos para P, I y C individualmente y luego, combinados con el operador boleano AND.

**Tabla 3: Estrategia de búsqueda Web of Science. Se indican los términos de búsqueda utilizados para P, I y C.**

<b>Base de datos</b>	<b>PATIENT/PROBLEM</b>	<b>INTERVENTION</b>	<b>COMPARISON</b>
Web of Science	AB= (Crowns OR Crown OR Single Crowns OR Dental crown OR Fixed dental prostheses)	AB= (Crowns OR Inlays OR Dental Veneers OR Denture, Partial, Fixed)	AB= (Metal Ceramic Alloys/chemistry [MeSH] OR metal ceramic [All fields])
	P = 110,111 títulos encontrados	I = 197,470 títulos encontrados	C = 18,680 títulos encontrados
	# <b>P AND I AND C = 929</b> títulos encontrados Filtro Últimos 20 años: 869 artículos		

#= Indica el número de artículos obtenidos para P, I y C individualmente y luego, combinados con el operador boleano AND.

#### 4.4. Selección de estudios

Previo al inicio de este proceso de selección de estudios, ambos revisores nos calibramos obteniendo un coeficiente Kappa (6) de 0,85 casi perfecto para la selección fiable de los artículos. La selección de estudios de esta RSL la realizamos dos investigadores (TQ y TR) en duplicado y de forma independiente. Los resultados obtenidos de las tres bases de datos los exportamos a la plataforma Rayyan QCRI, del inglés *Qatar Computing Research Institute*, además utilizamos PRISMA Flow (5) para llevar a cabo las distintas fases de la RSL (Figura 1). Una vez removidos los estudios duplicados mediante Rayyan, seleccionamos los estudios de acuerdo a los criterios de elegibilidad por título y resumen, mediante un proceso semiautomático. Los artículos resultantes de la etapa anterior que cumplían con los criterios fueron revisados a texto completo. Los desacuerdos en la elegibilidad fueron resueltos mediante la discusión entre dos revisores (T.Q. y T.R.) y en caso de ser necesario consultamos a un tercer revisor (T.A.).

#### **4.5. Extracción de datos**

En cuanto a la extracción de datos, la realizamos según una forma predefinida y piloteada. Dos revisores ejecutamos la extracción de datos de manera independiente, con el objeto de aumentar la fiabilidad y seguridad del proceso. En caso de exclusiones anotamos las razones de exclusión. Posteriormente importamos los artículos incluidos en la RSL al programa EndNote en su versión X7 (Bld 7072, *The Thomson corporation*), para el manejo de las citas.

La síntesis cualitativa de los artículos seleccionados está resumida en las tablas 7, 8, 9, 10 y 11, las que contienen las características de los estudios incluidos. Los datos recopilados incluyen los siguientes elementos:

En la extracción de datos se utilizarán los siguientes elementos:

- Estudio (identificación)
- Título
- Tipo de prueba
- Cerámicas (tipos) y resultados (outcomes)
- Conclusión de los resultados
- Datos importantes

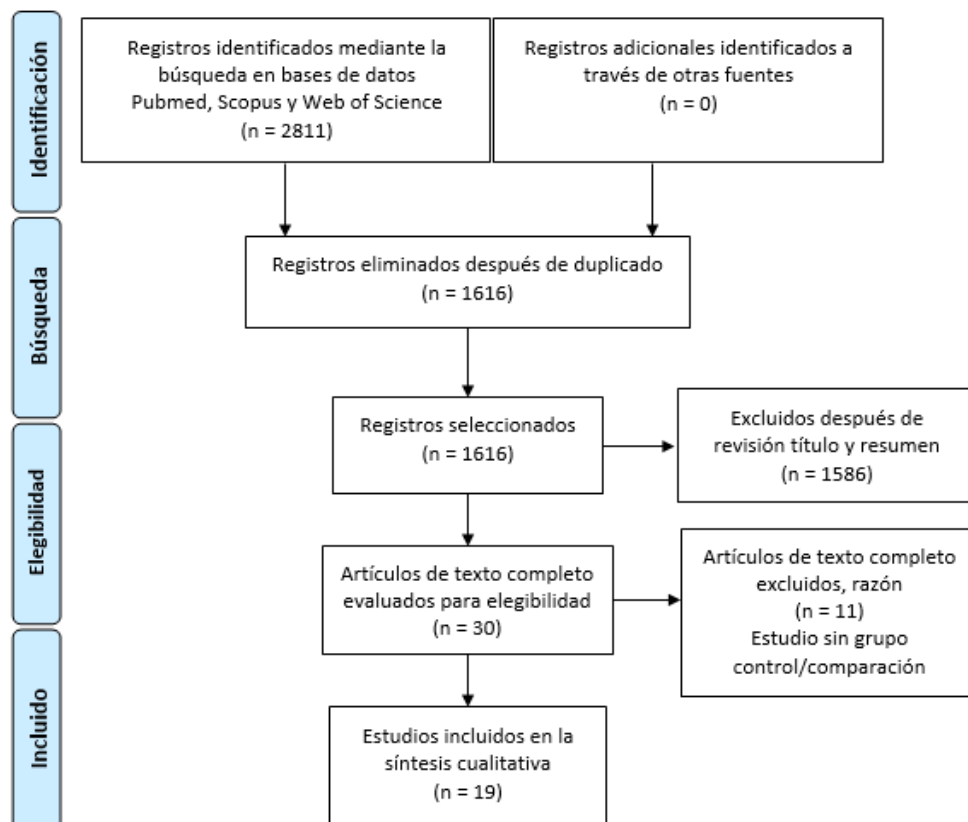
#### **4.6. Análisis de calidad de cada estudio (riesgo de sesgo)**

Realizamos el análisis de riesgo de sesgo de cada estudio, ejecutamos un análisis de calidad con la herramienta *ToxRTool* (7) adaptada *Toxicological data Reliability Assessment Tool*, específica para estudios *in vivo* e *in vitro*, utilizamos el apartado para estudios *in vitro*. Analizamos los ítems obteniendo el riesgo global de sesgo de cada estudio incluido, los clasificamos según correspondiera a *confiable sin restricciones*, *confiable con restricciones*, *no fiable* y *no asignable: documentación insuficiente (revisiones, manuales, otras fuentes secundarias)*. Los gráficos para representar el análisis de riesgo de sesgo los construimos utilizando la herramienta RevMan (8) (Figura 2 y 3).

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Estudios seleccionados y excluidos

Identificamos 2811 títulos mediante la búsqueda en las tres bases de datos (Figura 1), al eliminar duplicados quedaron un total de 1616 estudios aceptados para la lectura de título y resumen. Elegimos 30 títulos de acuerdo a los criterios de selección para revisión a texto completo. Excluimos 11 artículos ya que no cumplían con los criterios de inclusión. Las razones de exclusión de 5 de los artículos (9), (10), (11), (12), (13) se debió a que en la prueba no se utilizó un grupo control (metal- cerámica), en 3 artículos (14), (15), (16, 17) las pruebas y resultados no eran comparables con el resto de los estudios e incluían otros elementos, excluimos 2 artículos (18), (19) ya que no presentaban evaluación de propiedades biomecánicas (Outcome) y por último excluimos 1 artículo (20) porque el diseño de muestras fue realizado con dientes tratados endodónticamente. Analizamos cualitativamente 19 artículos, los cuales cumplían con los criterios de elegibilidad para ser incluidos en esta RSL.





**Figura 1. Flujograma PRISMA.** Flujo que representa la búsqueda sistemática de la bibliografía sobre las propiedades biomecánicas de las coronas cerámicas libres de metal y metal-cerámica.

## 5.2 Análisis cualitativo de estudios incluidos

En la síntesis cualitativa (Tabla 7, 8, 9, 10 y 11) observamos múltiples propiedades biomecánicas dentro de las cuales destacan: resistencia a la fractura estática en 13 artículos (2), (3), (21), (22), (23), (24), (4), (25), (26), (27), (28), (29), (30); resistencia a la fractura dinámica en 2 artículos (2), (31); resistencia al cizallamiento en 2 artículos (1), (32); modo de falla en 11 artículos (1), (3), (21), (33), (23), (31), (25), (26), (27), (29) y (30); y análisis de elementos finitos (FEA) en 2 artículos (34), (35). Dentro de los 19 artículos incluidos existieron diferencias en los materiales utilizados como soporte para la cementación de las respectivas coronas (metal/ resina/ diente) y, además, en su diseño (dientes anteriores/ dientes posteriores/ cilindros/ barras).

Casi la totalidad de los estudios incluidos coincidieron en que las cerámicas libres de metal son comparables o aptas en relación a propiedades biomecánicas para el reemplazo de MC en la indicación de PFU.

## 5.3 Análisis cualitativo de estudios según propiedad biomecánica y diseño de soporte

**5.3.1. La resistencia a la fractura (estática) de las coronas libres de metal y las coronas MC son comparables, por lo tanto, pueden ser consideradas para el reemplazo del “gold standard”.**

### Estudios con diseño de diente molar y muñón de resina/dentina.

- Según Panadero et al (2) las coronas libres de metal realizadas con cerámica de circonio monolítico tetragonal (TMZ) fueron comparables en relación con la prueba de resistencia a la fractura con el *gold standard* MC. Por el contrario, las coronas libres de metal de circonio monolítico cúbico (CMZ) no fueron comparables en relación a la resistencia a la fractura con las coronas de MC, ya que exhibieron

valores significativamente menores. Todas las cerámicas libres de metal presentaron una resistencia a la fractura superior a 1500 N, por lo tanto, soportaron las fuerzas masticatorias máximas y podrían ser utilizadas eventualmente como reemplazo a MC en el sector posterior.

- Según Alhasanyah et al (3) las coronas libres de metal realizadas con cerámica de circonio, independiente del grosor del núcleo (0,6mm/ 1,2mm/ 1,7mm) presentaron una resistencia a la fractura significativamente mayor que la fuerza máxima de apriete (880 N), por lo tanto, las coronas de circonio en sus diferentes diseños de núcleo pueden ser utilizados para reemplazar a la corona MC en el sector posterior. Cabe destacar que al aumentar el grosor oclusal del núcleo de circonio se generaron menos fracturas y una mayor resistencia a la fractura, logrando valores similares al *gold standard*.
- Según Heydecke et al (22) las coronas libres de metal realizadas con cerámica de ortosilicato de zirconio ( $ZrSiO_4$ ), una cerámica relativamente nueva, la que presentó propiedades mecánicas comparables con otros materiales sin metal y se registraron resultados levemente menores en comparación a los exhibidos por el *gold standard*. Sin embargo, se considera como un material confiable para el reemplazo de coronas metal-cerámica, al igual que las coronas IPS Empress 2, ya que ambas presentaron valores superiores a la fuerza de masticación máxima.
- Según Lorenzoni et al (23) las coronas libres de metal realizadas con policristales de circonio tetragonal estabilizado con Itrio con diseño modificado (Y-TZPm) mostraron una resistencia a la fractura comparable al *gold standard* (MC y Metal-cerámica modificado (MCm)). Por otra parte, los grupos In-Ceram® alúmina modificado (ICAm), In-Ceram® alúmina estándar (ICA) y policristal de circonio tetragonal estabilizado con Itrio (Y-TZP) no fueron significativamente diferentes al grupo Y-TZPm. La modificación del diseño de la estructura no mejoró de forma significativa la resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos investigados.
- Según Senyilmaz et al (4) las coronas libres de metal realizadas con cerámica Cercon®, IPS Empress® 2, In-Ceram® Zirconia y Procera® All Zircon presentaron valores de resistencia a la fractura similares a las coronas MC. Dentro los sistemas de cerámica libre de metal la que presentó valores más bajos fue IPS Empress® 2,

sin embargo, la resistencia alcanzada fue suficiente. Por lo tanto, todos los sistemas cerámicos libres de metal estudiados pueden ser utilizados como reemplazo de coronas MC en el sector posterior, ya que los valores de resistencia oscilaron entre 1213 N y 2930 N, superando la fuerza masticatoria máxima.

- Según Silva et al (25) las coronas monolíticas libres de metal realizadas con IPS Empress® CAD, independiente del diseño (MON: corona monolítica IPS Empress® CAD 1,0 mm (oclusal) / BTV: corona monolítica IPS Empress® 2,0 mm (oclusal) y una carilla fina vestibular de fluorapatita) presentaron una resistencia a la fractura al menos comparable con las coronas MC. Por lo cual este sistema cerámico libre de metal puede utilizarse como reemplazo de MC en el sector posterior.
- Según Silva et al (26) las coronas libres de metal realizadas con cerámica de circonio (Lava™ y Cercon®) presentaron una menor resistencia a la fractura que las coronas de MC. Sin embargo, todas resistieron fuerzas superiores a los 1000 N, por lo tanto, pueden ser utilizadas para reemplazar coronas MC en el sector posterior.
- Según Sun et al (27) las coronas monolíticas de circonio (MZC) exhibieron mayor resistencia a la fractura que los otros sistemas cerámicos, independiente de su espesor (0,6 mm/ 0,8 mm/ 1,0 mm/ 1,2 mm/ 1,5 mm). Las MZC con un espesor de 1,0 mm son comparables en resistencia a la fractura al *gold standard* MC. Duplicar el núcleo de MZC de 0,6 mm a 1,5 mm aumenta tres veces la resistencia a la fractura. Todos los grupos investigados presentaron una resistencia a la fractura mayor a 1000 N, por lo tanto, las coronas libres de metal, en sus diferentes sistemas cerámicos y diseños de núcleo pueden ser utilizadas como reemplazo de corona MC en el sector posterior.

#### **Estudios con diseño de dientes posteriores y muñón de metal.**

- Según Vikram et al (28) las coronas con núcleo de circonio/ revestimiento de porcelana y las coronas MC, con las mismas características, se comportan de manera diferente en respuesta a la carga estática. Las restauraciones de circonio se fracturan a valores de carga estática más bajos que las restauraciones MC. Sin embargo, las coronas libres de metal a base de circonio son aptas para ser utilizadas en el sector posterior como reemplazo de coronas MC, ya que presentaron una resistencia a la fractura mayor a 1000 N

- Según Turk et al (29) las coronas libres de metal de cerámica de circonio con revestimiento prensado o estratificado presentaron una resistencia a la fractura menor que las coronas de MC. La resistencia a la fractura de una restauración con núcleo de metal o circonio fue independiente de las técnicas de recubrimiento. Sin embargo, la resistencia a la fractura de todos los grupos supera ampliamente los 1000 N, por lo tanto, las coronas libres de metal con núcleo de circonio pueden ser utilizadas para reemplazar las coronas de MC en el sector posterior.
- Según Sonza et al (30) el grupo coronas libres de metal YZ-C (material IS VITA In-Ceram® YZ (CAD/CAM)) exhibió una resistencia a la fractura similar a la del grupo de MC. A diferencia de los grupos IZ-C (material IS VITA In-Ceram® Zirconia (CAD/CAM)) e IZ-S (material IS VITA InCeram® Zirconia (Slip-Cast)) que presentaron valores más bajos. Por lo tanto, el tipo de material de subestructura afectó los valores de resistencia a la fractura. Los valores de resistencia a la fractura registrados fueron más bajos en relación con los demás estudios debido a que el diente utilizado para la prueba fue un premolar mandibular. Sin embargo, según los resultados obtenidos el sistema cerámico YZ-C puede ser utilizado como reemplazo de coronas MC en el sector posterior.

#### **Estudios con diseño de dientes anteriores.**

- Según Potiket et al (24) las coronas libres de metal realizadas con núcleos cerámicos de óxido de aluminio, independiente del grosor (0,4 mm /0,6 mm) y con núcleos de circonio (0,6 mm) presentaron una resistencia a la fractura similar al grupo control (MC). Las coronas cerámicas sin metal con núcleo a base de óxido de aluminio y circonio pueden considerarse como material para una restauración alternativa a las coronas MC.
- Según Amir et al (21) los grupos de coronas libres de metal de disilicato de litio monolítico (MO) y coronas de circonio recubiertas (VZ) exhibieron una resistencia a la fractura significativamente más baja que el grupo MC. Sin embargo, este grupo presentó una resistencia a la fractura considerablemente alta para la carga documentada en esta región en boca y los valores registrados por los grupos MO y

VZ fueron superiores a los 1000 N, por lo tanto, las coronas libres de metal MO y VZ podrían ser utilizadas para reemplazar a la corona de MC en el sector anterior y a su vez en el sector posterior.

**5.3.2. La resistencia a la fractura dinámica de las coronas libres de metal y las coronas metal cerámica son comparables, por lo tanto, pueden ser consideradas para el reemplazo del *gold standard*.**

- Según Panadero et al (2) las coronas libres de metal fabricadas en cerámica de circonio monolítico tetragonal (TMZ) fueron comparables en relación con la prueba de resistencia a la fractura dinámica con el *gold standard* (MC). Por el contrario, las coronas libres de metal de circonio monolítico cúbico (CMZ) no fueron comparables en relación a la resistencia a la fractura dinámica con las coronas de MC, ya que exhibieron valores significativamente más bajos. Sin embargo, todas las cerámicas libres de metal presentaron una resistencia a la fractura superior a 1500 N, superando las fuerzas masticatorias máximas y pudiendo ser utilizadas como reemplazo a MC en el sector posterior.
- Según Nicolaisen et al (31) las coronas libres de metal de Y-TZP no exhibieron diferencias significativas con MC en el número de ciclos de carga de compresión. Según el resultado de este estudio las coronas de cerámica libre de metal Y-TZP con una estructura de Y-TZP soportaron cargas a la fatiga al igual que las coronas MC, por lo que se podría utilizar como reemplazo para coronas de MC en el sector posterior.

**5.3.3. Los resultados de resistencia al cizallamiento entre las coronas libres de metal y coronas MC son contradictorios, por lo tanto, podrían ser consideradas o no para el reemplazo del *gold standard*.**

**Estudios con diseño en cilindros/barras.**

- Según Al-Dohan et al (1) IPS Empress® 2/ Eris® (IE) presentó los valores más altos de resistencia al cizallamiento, valores muy similares al grupo MC. La resistencia al

cizallamiento (SBS) de todos los sistemas cerámicos libres de metal estudiados no fue estadísticamente diferentes al *gold standard* MC.

- Según Guess et al (32) el efecto del termociclado (TC) en los grupos de prueba como en el grupo control no fue estadísticamente significativo. La SBS del grupo control fue más alta que cualquiera de los grupos de cerámica sin metal antes y después del TC. Por lo tanto, con base en estos resultados de SBS se requieren mejoras considerables en la unión de los materiales para igualar los valores establecidos por el *gold standard* MC.

**5.3.4. Los resultados del modo de falla de las coronas libres de metal y coronas MC se condicen en todos los estudios, por lo tanto, el comportamiento de las fallas es predecible.**

#### **Estudios con diseño de diente molar y muñón de resina/dentina.**

- Según Alhasanyah et al (3) en los grupos A (núcleo de circonia 0,6 mm) y C (núcleo circonia uniforme de 1,2 mm) las fallas principales fueron cohesiva mayor en el revestimiento y adhesiva, con valores de carga por falla (FFL) más bajos que en los grupos B (núcleo oclusal extragrueso de 1.7 mm, no oclusal de 1,2 mm) y D (MC 1.2 mm). En el Grupo B casi la mitad fueron fallas cohesivas menores en el revestimiento, el resto de los grupos presentaron fallas adhesivas y cohesivas mayores en el revestimiento. Grupo D registró mayormente un modo de falla adhesivo, pero con valores de FFL más altos. Las cofias de circonio diseñadas con un grosor extra de núcleo oclusal de 1.7 mm (grupo B) mejoraron la resistencia al astillamiento de la porcelana de revestimiento.
- Según Farga-Niños (33) las restauraciones a base de circonio y revestimiento de feldespato (Grupos 1, 2 y 3) mostraron un mayor porcentaje de fracturas cohesivas en comparación con las coronas MC (Grupos 4, 5 y 6). Las restauraciones MC mostraron un mayor porcentaje de fracturas adhesivas en comparación con las coronas de revestimiento de porcelana a base de circonio.
- Según Lorenzoni et al (23) el principal modo de falla para coronas del grupo MCm y coronas MC fueron grietas del cono interno que alcanzaban el núcleo metálico. En

el caso de ICAM el modo de falla más frecuente fue la presencia de grietas del cono interno que llegaban a la estructura consideradas falla. En el caso de las coronas ICA fue la fractura masiva. En ambos grupos Y-TZP, la fractura cohesiva del revestimiento de porcelana fue el tipo de falla más común. La diferencia entre el fracaso de las coronas Y-TZP y Y-TZPm fue la extensión de la fractura de la porcelana de recubrimiento. Y-TZPm mostró un astillamiento menor que Y-TZP.

- Según Nicolaisen et al (31) en el grupo MC la mitad de las coronas fallaron de forma cohesiva y la otra mitad de las coronas fallaron de manera adhesiva. En el grupo de coronas cerámicas sin metal (Y-TZP) la distribución de fallas fue equitativa; se exhibieron fallas cohesivas, adhesivas y fallas completas de la estructura. Para las coronas MC, todos los fallos fueron el astillado de la cerámica de revestimiento.
- Según Silva et al (25) en cuanto a los materiales del núcleo evaluados, se observó la fractura porcelana de recubrimiento en los sistemas de coronas de MC y Y-TZP. La falla del núcleo fue un evento poco común en las coronas Y-TZP, ya que predominan las fallas cohesivas de porcelana de recubrimiento. Con respecto a los modos de falla de las coronas de disilicato de litio, las grietas radiales predominaron sobre las grietas de cono parcial, independientemente del espesor del núcleo. El modo de falla principal para MON y BTV fue la fractura masiva.
- Según Silva et al (26), evidenció que todas las muestras de MC fallaron en el revestimiento exponiendo el núcleo de Pd-Ag con diferentes tamaños de fractura. Las fallas de las coronas de Y-TZP se limitaron al recubrimiento de porcelana.
- Según Sun et al (27), los modos de falla se clasificaron como astillado y falla catastrófica. Para coronas monolíticas de circonio y coronas monolíticas de disilicato de litio el modo de falla principal fue catastrófica. Para las coronas de circonio estratificadas (LCZ) los modos más comunes de falla fueron catastrófica y astillado, por otra parte, en el grupo control MC se observó astillado en todas las muestras.

### **Estudios con diseño de diente molar y muñón de metal.**

- Según Turk et al (29) los grupos de MC (prensado o estratificado) los tipos de falla fueron predominantemente cohesivas dentro del núcleo. En los grupos de circonio (prensado o estratificados) las fallas registradas fueron principalmente adhesivas y

de forma secundaria cohesivas en las cerámicas de recubrimiento. Este estudio, por ende, difiere de los resultados esperados.

- Según Sonza et al (30) no se observaron fallas catastróficas para los grupos MC e YZ-C. Todos los grupos mostraron astillado de porcelana, con o sin exposición de la subestructura (SE). MC presentó el mayor número de astillado con exposición a SE.

### **Estudio con diseño de dientes anteriores y muñón metal**

- Según Amir et al (21) las coronas monolíticas de disilicato de litio (MO) presentaron fallas catastróficas. Las coronas de circonio recubiertas (VZ) demostraron agrietamiento de la subestructura de circonio y astillado de la capa de revestimiento. Las coronas metal-cerámica (MC) mostraron un agrietamiento superficial que afectó solo a la capa de cerámica, evidenciándose astillado.

### **Estudio con diseño de cilindro**

- Según Al-Dohan et al (1) todos los grupos de prueba demostraron fallas cohesivas dentro del revestimiento “V”, así como fallas adhesivas entre el núcleo y revestimiento “C/V”. Sólo IPS Empress® 2/ Eris® (IE) demostraron fracturas cohesivas dentro del núcleo “C”. Procera All Ceram (PA) registró mayor porcentaje de falla “C/V”. Resumiendo, los grupos Metal-cerámica (MC) y DC Zircon (DC) presentaron modos de falla principalmente “V”, PA, Procera All Circón (PZ) y DC/E presentaron modos falla “C”, y por último el grupo IE presentó falla “C/V”.

### **5.3.5. Los resultados del análisis de elementos finitos de las coronas libres de metal y coronas MC entregan la información sobre comportamientos probables de los materiales, y podrían ser consideradas al extrapolar los datos a la clínica.**

- Según Lekesiz et al (34) estudiaron las probabilidades de falla a largo plazo de las coronas para 5 y 10 años. En una unión completa los materiales de revestimiento VM7 y d.SING registraron un porcentaje de falla muy pequeño. En restauraciones MC completamente despegadas d.SING falló casi por completo y las tasas de



fracaso del núcleo de In Ceram alúmina con recubrimiento VM7 alcanzaron un porcentaje muy bajo luego de 5 años.

Las tasas de fracaso de las coronas completamente despegadas ICA, alcanzaron valores bajos después de 5 años. En unión completa se registró una probabilidad aún más pequeña, incluso después de 10 años.

En restauraciones monolíticas, ProCAD mostró el menor porcentaje de falla, mientras que en la restauración completamente despegada se obtuvo una tasa de falla de 1/3 del total en 5 años. Empress® 1 mostró la tasa más alta de falla después de 10 años, por el contrario, Empress® 2 tuvo un porcentaje de falla muy bajo, en tanto las restauraciones completamente despegadas Empress® 1 y Empress® 2 fallaron completamente luego de 5 años.

- Según De Jager et al (35) la resistencia a la compresión disminuye con el material del núcleo más rígido. La tensión de tracción más alta fue menor en la corona de circonio que en la corona MC, pero aumentó en la corona con núcleo de alúmina. En la interfaz entre el núcleo y la porcelana de recubrimiento, la tensión máxima de tracción es mayor para las coronas con núcleos de cerámica. Las tensiones indican que un material de núcleo más rígido no mejora las tensiones en la interfaz núcleo-revestimiento, ya que el material del núcleo más rígido da como resultado una mayor resistencia a la contracción, lo que resulta en mayores tensiones. Las principales tensiones de tracción en el núcleo y en la interfaz cemento-núcleo fueron considerablemente menores que la resistencia del material del núcleo. Las tensiones máximas de tracción debidas a las fuerzas de mordida disminuyen con un material de núcleo más rígido. En la corona núcleo de alúmina, la contracción del cemento es la principal causa del mayor esfuerzo de tracción, el material de núcleo más rígido da como resultado una mayor resistencia a la contracción, lo que resulta en mayores tensiones. Sin embargo, no hubo una diferencia significativa en las tensiones en la capa de cemento de las tres coronas.

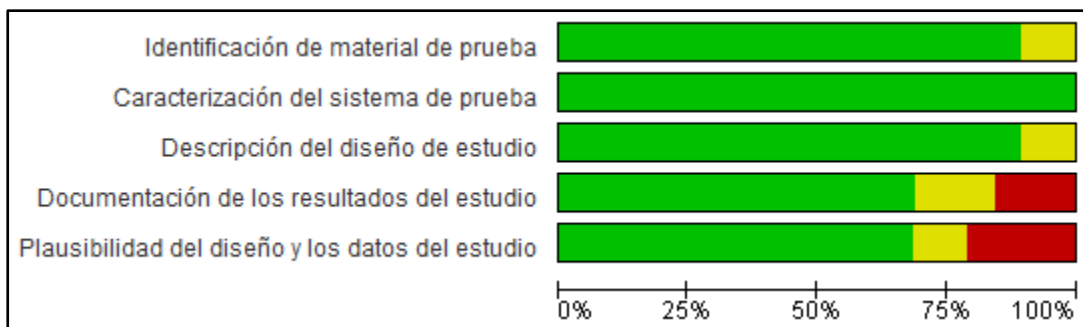
#### **5.4 Análisis de riesgo de sesgo**

En base al análisis de riesgo de sesgo los principales problemas observados en cada estudio se representan en la Figura 2. Al analizar la calidad de cada estudio se observó que el 89,5% de los estudios incluidos son confiables sin restricciones, mientras que 10,5% de los estudios son confiables con restricciones, los cuales corresponden a un estudio de análisis de elementos finitos (34) y un estudio que evaluó la carga a compresión estática (28).

	Identificación de material de prueba	Caracterización del sistema de prueba	Descripción del diseño de estudio	Documentación de los resultados del estudio	Plausibilidad del diseño y los datos del estudio
Al-Dohan et al 2004	+	+	+	+	+
Alhasanyah et al 2013	+	+	+	+	+
Amir et al 2015	+	+	+	+	-
De Jager et al 2006	+	+	?	?	-
Farga-Niñoles et al 2013	+	+	+	+	+
Guess et al 2008	+	+	+	+	?
Heydecke et al 2007	?	+	+	-	+
Lekesiz et al 2014	+	+	+	-	-
Lorenzoni et al 2010	+	+	+	+	+
Nicolaisen et al 2014	+	+	+	+	+
Nunes et al 2014	+	+	+	+	-
Panadero et al 2019	+	+	+	?	+
Potiket et al 2004	+	+	+	+	+
Senyilmaz et al 2010	+	+	+	+	+
Silva et al 2010	+	+	+	+	+
Silva et al 2012	+	+	+	?	?
Sun et al 2014	+	+	+	+	+
Turk et al 2015	+	+	+	+	+
Vikram et al 2019	?	+	?	-	+

**Figura 2. Resumen riesgo de sesgo.** Resumen del análisis de riesgo de sesgo de artículos seleccionados, donde “+” indica Bajo Riesgo, “?” No está claro y “-” Alto Riesgo.

El análisis global del riesgo de sesgo del conjunto de estudios se muestra en la Figura 3. En más del 75% de los artículos se cumplió con la identificación del material de prueba y con la descripción del diseño de estudio. En el 100% de los artículos se cumplió con la caracterización del sistema de prueba. Alrededor de un 60% de los artículos seleccionados cumplieron con la documentación de los resultados del estudio y con la plausibilidad del diseño y los datos del estudio. Entre el 10 y el 13% aproximadamente no fue posible determinar la documentación de los resultados del estudio y la plausibilidad del diseño y los datos del estudio, por otra parte, un 15 a 20% de los estudios aumentaron el riesgo de sesgo en los resultados en ambas categorías mencionadas anteriormente.



**Figura 3. Gráfico resumen riesgo de sesgo.** Principales problemáticas en el riesgo de sesgo, descritas porcentualmente, donde “■” indica bajo riesgo de sesgo, “■” no está claro en el artículo y “■” indica alto riesgo de sesgo.

### 5.5 Análisis cuantitativo de estudios

No se realizó meta-análisis debido a la heterogeneidad entre artículos incluidos. A pesar de que los estudios seleccionados se referían a tópicos similares, no contaban con la homogeneidad necesaria para llevar a cabo este tipo de análisis. Las diferencias principales estaban dadas por la heterogeneidad de los materiales utilizados como muñón de las coronas, los diseños de las preparaciones y su ubicación (anterior/ posterior). Además, hubo diferentes sistemas de prueba para la evaluación de las propiedades (material y forma del indentador/ presencia de lámina para distribución de cargas), condiciones de prueba, variedad en el número de ciclos y magnitud de la carga aplicada en las muestras, entre otras.

## 6. DISCUSIÓN

Al analizar los estudios observamos que las coronas realizadas con cerámicas libres de metal si podrían utilizarse como reemplazo de las coronas MC a pesar de sus diferentes propiedades biomecánicas. Como parámetro obtenido en la literatura para definir si las coronas son resistentes a la masticación, definimos en el sector posterior (molares y premolares) un rango de 600 - 650 N aproximadamente como la fuerza de mordida normal máxima y como fuerza de mordida máxima durante el bruxismo ésta aumenta a 800 - 900 N aproximadamente para los individuos (2), (3), (35).

La evidencia disponible en cuanto a resistencia a la fractura estática nos indica que las coronas libres de metal realizadas con circonio monolítico tetragonal (2), (24), (4), (27) con núcleo de policristales de circonio tetragonal estabilizado con Itrio (3), (23), (24), (25), (26), (27), (28), (29), (30) en el sector anterior y posterior y con núcleo de cerámica de alúmina infiltrada con vidrio reforzada con circonio (4), (30) son comparables a las coronas MC o al menos presentan valores de resistencia aceptables para soportar las fuerzas masticatorias máximas. Por otro lado, la literatura nos señala que las coronas cerámicas libres de metal realizadas con disilicato de litio monolítico (29), (25), (27), con núcleo de cerámica de feldespato reforzado con disilicato de litio (22), con núcleo de alúmina infiltrada con vidrio (23) y con núcleo de óxido aluminio (24) son consideradas aptas para soportar las fuerzas masticatorias máximas y por lo tanto, para el reemplazo de coronas metal-cerámica, según sus valores de resistencia a la fractura estática.

Un estudio menciona la cerámica circonde ortosilicato de circonio ( $ZrSiO_4$ ), descrita como una cerámica relativamente nueva, que presenta propiedades mecánicas comparables con otros materiales cerámicos sin metal y que registra resultados levemente menores en comparación los exhibidos por el *gold standard* (22).

Otra de las propiedades que se evidencia en la literatura es la resistencia a la fractura dinámica, que nos indica que las coronas libres de metal realizadas con circonio monolítico tetragonal (2) y con núcleo de policristales de circonio tetragonal estabilizado con Itrio (31) son comparables con las coronas MC y por lo tanto podrían utilizarse como sustitución de éstas en el sector posterior.

En relación a la propiedad biomecánica de resistencia al cizallamiento encontramos evidencia contradictoria, sin embargo, esto no implica que las coronas cerámicas libres de metal no sean un buen reemplazo de las coronas MC. Es necesario realizar más estudios al respecto (1), (32).

En cuanto al modo de falla de las cerámicas libres de metal reportado en la literatura, las formas de fallas características se clasifican en falla cohesiva en el revestimiento, falla cohesiva dentro del núcleo y falla adhesiva entre el núcleo y revestimiento. El modo de falla principal para coronas metal-cerámica es adhesivo entre el núcleo y el revestimiento (3), (33), (26), (30); sin embargo, también se exhibió el modo de falla cohesivo en el revestimiento (1), (23), (27). En cuanto a las coronas de circonio el modo de falla característico es adhesivo en el revestimiento (1), (29), (33), (23), (26), (30) y de forma secundaria, cohesivo entre el núcleo y el revestimiento (1), (3), (29). El modo de falla principal registrado en las coronas con núcleo de óxido de aluminio es adhesivo entre núcleo y revestimiento (1). Con respecto al núcleo de cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio el modo de falla principal es cohesivo dentro del núcleo o fractura masiva (1), (25), (27). El modo de falla principal para las coronas con núcleo de cerámica de alúmina infiltrada con vidrio es cohesivo dentro del núcleo o fractura masiva. En comparación, las coronas MC presentan un modo de falla principalmente adhesivo entre núcleo y revestimiento.

Los estudios de análisis de elementos finitos afirman que las coronas MC muestran una fiabilidad superior en probabilidad de falla en un plazo de 5 a 10 años en comparación con las restauraciones de cerámica sin metal (34). El material del núcleo más rígido no reduce las tensiones de tracción en la porcelana de recubrimiento (especialmente en la corona con núcleo de alúmina). Con respecto a esto, se prefiere el núcleo de zirconia sobre el núcleo de alúmina, ya que este material combina un módulo de Young no demasiado alto con una alta resistencia. La unión entre la porcelana de recubrimiento y estos fuertes núcleos de cerámica debe mejorarse para aprovechar al máximo la resistencia de estos materiales. Todas las tensiones fueron inferiores a la resistencia de los materiales aplicados (35).

Los estudios seleccionados para esta revisión variaron en los métodos de prueba, algunos utilizaron como material de soporte para la evaluación de la corona muñón de metal y otros usaron resina/dentina, la cual evidencia amplias diferencias en los valores entregados. La dentina tiene un módulo elástico más bajo que el acero/metal, por tanto, cuanto mayor sea la

deformación de los dientes, mayor será el esfuerzo en la superficie interior de la corona (24). Es por esto que en las pruebas de coronas con distinto soporte los resultados varían, siendo mayores los valores registrados para metal que los reportados en resina/dentina, por ende, debe ser considerado al interpretar los datos.

Por otra parte, ciertos estudios afirman que las propiedades biomecánicas no cambian al modificar el diseño de estructura (23), no obstante, también existen artículos que aseguran que aumentar el grosor del núcleo mejora las propiedades de resistencia de las cerámicas libres de metal (3), (27). Esto sugiere que se deben tomar en cuenta estas consideraciones para mejorar las propiedades biomecánicas de las restauraciones al momento de realizar el diseño, en caso de ser necesario.

Si bien estos estudios se realizaron *in vitro*, los resultados pueden ser extrapolados a la clínica y predecir el rendimiento a largo plazo de este tipo de coronas, considerando la modificación del diseño y grosores en situaciones donde los valores de carga masticatoria máxima excedan los rangos normales.

En conclusión, las PFU MC son reemplazables por PFU libres de metal, de acuerdo a las propiedades biomecánicas que presentan estos materiales. Los estudios incluidos en esta RSL concuerdan que la resistencia a la fractura de los materiales libres de metal es óptima para que estos sean utilizados, ya sea como núcleo, revestimiento o coronas monolíticas. Existen varias opciones, entre las cuales se encuentran, circonio monolítico tetragonal, policristales de circonio tetragonal estabilizado con Itrio, alúmina infiltrada con vidrio reforzada con zirconio, disilicato de litio monolítico, feldespato reforzado con disilicato de litio, alúmina infiltrada con vidrio, óxido aluminio y circón. Sin embargo, las coronas realizadas con materiales cerámicos a base de circonio destacan con respecto a las demás. Finalmente, debemos considerar que el grosor del núcleo y el diseño de preparación (modificación) influyen significativamente en los resultados de las diferentes propiedades biomecánicas de los sistemas cerámicos al momento de restaurar, por lo tanto, se debe conocer el comportamiento de los materiales y según la necesidad del caso indicarlos adecuadamente.

## 7. REFERENCIAS

1. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):349-55. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.02.009.
2. Agustín-Panadero R, León Martínez R, Solá-Ruiz MF. Are Metal-Free Monolithic Crowns the Present of Prosthesis? Study of Mechanical Behaviour. 2019;12(22). doi: 10.3390/ma12223663.
3. Alhasanyah A, Vaidyanathan TK, Flinton RJ. Effect of core thickness differences on post-fatigue indentation fracture resistance of veneered zirconia crowns. *J Prosthodont*. 2013;22(5):383-90. doi: 10.1111/jopr.12016.
4. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2010;18(2):50-4.
5. Shamseer L, Moher D, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015: elaboration and explanation. *Bmj*. 2015;350:g7647. doi: 10.1136/bmj.g7647.
6. CERDA L J, VILLARROEL DEL P L. Evaluación de la concordancia inter-observador en investigación pediátrica: Coeficiente de Kappa. *Revista chilena de pediatría*. 2008;79:54-8.
7. Schneider K, Schwarz M, Burkholder I, Kopp-Schneider A, Edler L, Kinsner-Ovaskainen A, et al. "ToxRTool", a new tool to assess the reliability of toxicological data. *Toxicology Letters*. 2009;189(2):138-44. doi: <https://doi.org/10.1016/j.toxlet.2009.05.013>.
8. (RevMan) RM. Review Manager In: Community C, editor. *RevMan*. 5.3 ed. Copenhagen: The Nordic Cochrane Centre: The Cochrane Collaboration; 2014.



9. Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*14(3):284-8.
10. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont.*17(2):142-9.
11. 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.
12. AL-Makramani B, Razak A, Abu-Hassan M, AL-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Comparison of the Load at Fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram All-Ceramic Restorations. *JOURNAL OF PROSTHODONTICS-IMPLANT ESTHETIC AND RECONSTRUCTIVE DENTISTRY.* 2009;18(6):484-8.
13. Schubert O, Nold E, Obermeier M, Erdelt K, Stimmelmayer M, Beuer F, et al. Load bearing capacity, fracture mode, and wear performance of digitally veneered full-ceramic single crowns. *INTERNATIONAL JOURNAL OF COMPUTERIZED DENTISTRY.* 2017;20(3):245-62.
14. Fardin VP, de Paula VG, Bonfante EA, Coelho PG, Bonfante G. Lifetime prediction of zirconia and metal ceramic crowns loaded on marginal ridges. *Dent Mater.*32(12):1543-54.
15. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res.*86(2):142-6.
16. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *Int J Prosthodont.*15(4):404-12.
17. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth. *Int J Prosthodont.*15(6):521-7.

18. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater.*25(3):326-30.
19. Lazari PC, Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Villa Camargos G, Del Bel Cury AA. Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.*112(4):857-63.
20. Monaco C, Rosentritt M, Llukacej A, Baldissara P, Scotti R. Marginal Adaptation, Gap Width, and Fracture Strength of Teeth Restored With Different All-Ceramic Vs Metal Ceramic Crown Systems: An in Vitro Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2016;24(3):130-7. doi: 10.1922/EJPRD\_01550Monaco08.
21. Amir Rad FA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *Saudi Dent J.* 2015;27(2):63-9. doi: 10.1016/j.sdentj.2014.11.005.
22. Heydecke G, Butz F, Binder JR, Strub JR. Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO(4) ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dent Mater.* 2007;23(7):785-91. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.015.
23. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent.* 2010;38(8):626-34. doi: 10.1016/j.jdent.2010.04.011.
24. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):491-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.09.001.
25. Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* 2012;91(3):305-10. doi: 10.1177/0022034511433504.

26. Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res*. 2010;89(10):1051-6. doi: 10.1177/0022034510375826.
27. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35:93-101. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.03.014.
28. Vikram V, Nayar S, Reddy N. Compressive strength evaluation between metal ceramic and zirconia crowns—an in-vitro study. *Indian Journal of Public Health Research and Development*. 2019;10(5):284-8. doi: 10.5958/0976-5506.2019.01013.1.
29. Turk A, Ulusoy M, Yuce M, Akin H, Turk AG, Ulusoy M, et al. Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks. *JOURNAL OF ADVANCED PROSTHODONTICS*. 2015;7(6):454-9.
30. Sonza Q, Della Bona A, Borba M, Sonza QN, Della Bona A, Borba M. Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. *DENTAL MATERIALS*. 2014;30(5):578-85.
31. Nicolaisen MH, Bahrami G, Finlay S, Isidor F. Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. *J Dent*. 2014;42(12):1613-20. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.013.
32. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*. 24(11):1556-67.
33. Farga-Niñoles I, Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Fons-Font A. Fractographic study of the behavior of different ceramic veneers on full coverage crowns in relation to supporting core materials. *J Clin Exp Dent*. 2013;5(5):e260-6. doi: 10.4317/jced.51293.

34. Lekesiz H. Reliability estimation for single-unit ceramic crown restorations. *J Dent Res.* 2014;93(9):923-8. doi: 10.1177/0022034514544215.
  
35. De Jager N, de Kier M, van der Zel J, De Jager N, de Kier M, van der Zel J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *DENTAL MATERIALS.* 2006;22(3):234-42.

## 8. ANEXOS

### 8.1 Calibración kappa

Criterios de inclusión	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Pacientes con <b>cerámicas libres de metal</b>.</li> <li>● Restauraciones: <b>coronas, incrustaciones, carillas o PFP</b>.</li> <li>● <b>Propiedades biomecánicas</b> que presentan las cerámicas.</li> </ul>
Criterios de exclusión	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Estudios <i>in-vitro</i>.</li> <li>● Estudios categorizados como literatura gris.</li> </ul>

**Estrategia de búsqueda para la calibración kappa:** (((((conventional dental restorations [all fields]) OR (conventional [all fields])) OR (conventional method [all fields])) AND (((Ceramics [Mesh]) OR (Dental porcelain [Mesh])) OR (Ceramic systems [All fields])) OR (All-ceramic [All Fields])) AND (((Crowns [Mesh]) OR (Inlays [Mesh])) OR (Dental Veneers [Mesh])) OR (Denture, Partial, Fixed [Mesh])) AND (((((((Tensile Strength [Mesh]) OR (Hardness [Mesh])) OR (Compressive Strength [Mesh])) OR (Flexural Strength [Mesh])) OR (Shear Strength [Mesh])) OR (Mechanical Strength [all fields])) OR (mechanical properties [all fields])) OR (biomechanical properties [all fields])).

**Tabla 4. Evaluación interobservador en la selección de estudios, según dos examinadores TQ y TR.**

Investigador TQ	Investigador TR			Total
	Incluido	Excluido	Dudoso	
<b>Incluido</b>	2(a)	0	0	2
<b>Excluido</b>	0	64(b)	0	64
<b>Dudoso</b>	0	2	4(c)	6
<b>Total</b>	2	66	6	72

Las celdas a, b, c y d (i.e. diagonal principal) corresponden a las concordancias en la selección de estudios formulado por las investigadoras (TQ y TR), por el contrario, el resto de las celdas (i.e. todas aquellas fuera de la diagonal principal) corresponden a las discordancias en la selección de artículos formulados por ambos evaluadores.

**Tabla 5. Valores teóricos para cada celda de la diagonal principal, según dos examinadores TQ y TR**

Investigador TQ	Investigador TR			Total
	Incluido	Excluido	Dudoso	
Incluido	0,056(a')			2
Excluido		58,7(b')		64
Dudoso			0,333(c')	6
Total	2	66	6	72

El coeficiente kappa se construye en base a un cociente, el cual incluye en su numerador la diferencia entre la sumatoria de las concordancias observadas y la sumatoria de las concordancias atribuibles al azar, mientras que su denominador incluye la diferencia entre el total de observaciones y la sumatoria de las concordancias atribuibles al azar.

$$\kappa = \frac{[(\sum \text{concordancias observadas}) - (\sum \text{concordancias atribuibles al azar})]}{[(\text{total de observaciones}) - (\sum \text{concordancias atribuibles al azar})]}$$

$$\kappa = (70 - 59,09) / (72 - 59,09) = (10,91 / 12,91) = 0,85$$

**Tabla 6. Valoración del coeficiente Kappa (Landis y Koch, 1977).**

Coefficiente Kappa	Fuerza de concordancia
0,00	Pobre
0,01 – 0,20	Leve
0,21 – 0,40	Aceptable
0,41 – 0,60	Moderada
0,61 – 0,80	Considerable
0,81 – 1,00	Casi perfecto

Con un valor de  $\kappa = 0,85$  permite afirmar que la evaluación interobservador en selección de estudios tiene una concordancia de fuerza “casi perfecta”, ajustándose dentro del rango 0,81 - 1,00(4).

## 8.2. Tabla 7. Resumen de resistencia a la fractura (fatiga)

Estudio	Título	Tipo de prueba	Cerámicas y Resultados	Conclusión	Datos importantes
<b>Panadero et al, 2019(12)</b>	¿Son las coronas monolíticas sin metales el presente de las prótesis? Estudio del comportamiento mecánico.	a) Carga a la fatiga dinámica b) Compresión estática	a) Grupo I: MC (núcleo metálico (IPS d.SING)/ revestimiento feldespático) b) Grupo II: CZ (núcleo de circonio (Lava Frame) / revestimiento feldespático) c) Grupo III: TMZ (circonio monolítico tetragonal estabilizado con itria al 3% (Lava plus)) d) Grupo IV: CMZ (circonio monolítico cúbico estabilizado con itria al 5% (Lava esthetic)) e) Grupo V: PMMAG (polimetilmetacrilato de grafeno).  <b>TMZ y MC mostraron alta resistencia a la fractura.</b>	El circonio tetragonal (TMZ) y las metal-cerámica (MC), mostraron alta resistencia a la fractura.  La CMZ y PMMAG presentaron bajos valores de resistencia a la fractura.	Primer molar superior - en resina Epoxi.
<b>Alhasany ah et al, 2013(24)</b>	Efecto de las diferencias de grosor del núcleo sobre la resistencia a la fractura por indentación posterior a la fatiga de las coronas de circonio revestidas	Simulación de desgaste por masticación b) Carga a la fractura c) Modo de falla	<b>Circonio (policristales de circonio estabilizado con itria) + porcelana</b> a) Núcleo uniforme de Y-TZP de 0,6 mm + Rev FDP b) Núcleo uniforme de Y-TZP de 1,2 mm + Rev FDP c) Núcleo oclusal extragruso de Y-TZP de 1.7 mm + Rev FDP d) Grupo control metal-cerámica 1.2 mm.  <b>Al aumentar el grosor oclusal del núcleo de circonio se generan menos fracturas y mayor resistencia a la fractura = MC</b>	Las cargas medias para todos los grupos de circonio fueron significativamente mayores que la fuerza máxima de apriete que se puede generar (880 N). Cuando el núcleo de circonio se maximizó oclusalmente (grupo b) la carga de falla 1/2 se acercó más a la registrada para el grupo d (MC). Es importante maximizar el soporte oclusal donde se concentran las tensiones masticatorias para lograr mejores resultados.	Molar mandibular de marfil - en un bloque de resina de ortodoncia.
<b>Amir et al, 2015(27)</b>	Resistencia a la fractura de coronas de circonio recubiertas de porcelana con circonio lingual expuesto para dientes anteriores después de ciclos térmicos: un estudio in vitro	a) Carga a la fatiga b) Modo de fallo	a) Coronas de MC b) Coronas con núcleo de circonio (IPS e max. ZirCAD) + Rev (VZ) c) Coronas monolíticas de disilicato de litio (MO).  <b>La resistencia media a la fractura para el grupo de control MC, fue 9369 ± 734 N. Los valores medios de resistencia a la fractura para los grupos experimentales MO y VZ, fueron 1650 ± 945 N y 2782 ± 283 N, respectivamente.</b>	Se podría concluir: Las coronas MO exhibieron una carga media de fractura más baja en comparación con las coronas VZ MC (p=0,0001). Las coronas VZ mostraron una carga media de fractura más baja en comparación con las coronas MC (p=0,012). Las coronas de MC exhibieron una carga de fractura media considerablemente más alta que la carga	Diente ICS de marfil - en troquel de metal (Cr-Co).

				documentada para esa región de la boca in vivo.	
<b>Heydecke et al, 2007(207)</b>	Características del material de una nueva cerámica zrsio4 sin contracción para la fabricación de coronas posteriores	a) Resistencia a la flexión b) Resistencia a la fractura c) Solubilidad química	a) Zrsio4 (Circon) Everest HPC b) MC cofias de oro de alto preciado con porcelana (vita omega) c) Corona de cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio (IPS Empress 2)  <b>Resistencia a la fractura en las coronas:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>Zrsio4= 1789.6 ± 658 N</b></li> <li>● <b>PFM = 2415.5 ± 801 N</b></li> <li>● <b>IPS EMPRESS 2 = 1715 ± 854.3 N</b></li> </ul>	La cerámica ZrSi04 posee propiedades mecánicas que son comparables con otros materiales sin metal. Estas coronas resisten las fuerzas masticatorias de la región posterior. El material es confiable, pero requiere evaluación clínica	Disco, caja y molares extraídos sin caries.
<b>Lorenzon i et al, 2010(308)</b>	Modos de fatiga y falla de los sistemas de coronas con un diseño de estructura modificado.	a) Resistencia a la fatiga b) Modo de fractura	a) Restauraciones MC (núcleo Ni-Cr// P. VMK 95) b) Núcleo de alúmina infiltrada con vidrio + revestimiento (ICA, IN Ceram Alúmina/ VM7) c) Coronas de núcleo de policristales de circonio tetragonal estabilizado con itria (CAD/CAM) + revestimiento (Y-TZP, IPS E.máx ZIRCAD/ IPS E MAX)  1. Sistemas estándar (MC, ICA y Y-TZP) 2. Diseño de estructura modificado (MCm, ICAm e Y-TZPm)  <b>1. Análisis de Weibull: La mayor resistencia de fatiga para las coronas mc independiente del diseño de la estructura.</b> <b>2. No se observaron diferencias significativas entre ICA e Y-TZP con o sin modificación, las coronas Y-TZPm presentaron resistencia a la fatiga bajo el rango de coronas MC.</b>	La modificación del diseño de la estructura no mejoró la vida a fatiga de los sistemas de corona investigados. Las coronas Y-TZP mostraron una resistencia a la fatiga comparable a la de los grupos MC. El modo de falla varió según el sistema de corona.	Primer molar superior - en resina compuesta.
<b>Potiket et al, 2004(411)</b>	Resistencia a la fractura in vitro de dientes restaurados con diferentes sistemas de coronas de cerámica sin metal	a) Resistencia a la fractura	a) Grupo MCC, corona de metal-cerámica b) Grupo AC4, corona con núcleo de óxido de aluminio de 0,4 mm (Procera Allceram) + revestimiento. c) Grupo AC6, corona con núcleo de óxido de aluminio de 0,6 mm (Procera Allceram) + revestimiento. d) Grupo ZC6, corona con núcleo de cerámica de circonio de 0,6 mm. (Procera All Zirkon) + Revestimiento. Las medias de resistencia a la fractura: grupo MCC, 405 ± 130 N; grupo AC4, 447 ± 123 N; grupo AC6, 476 ± 174 N; y grupo ZC6, 381 ± 166 N. <b>ANOVA indicó que no hubo diferencia significativa entre los 4 grupos. El análisis visual de las muestras fracturadas mostró</b>	No hubo diferencias significativas en la resistencia a la fractura de los dientes restaurados con coronas de cerámica sin metal con núcleos de óxido de aluminio de 0,4 y 0,6 mm, núcleos de cerámica de circonio de 0,6 mm y coronas de cerámica metálica. La corona de cerámica sin metal puede considerarse una restauración alternativa para áreas altamente estéticas.	Dientes incisivos maxilares (naturales sin caries)- en una resina epoxi.



			<b>que todas las muestras de cada grupo presentaban el mismo modo de falla.</b>		
<b>Senyilma z et al, 2010(482)</b>	Influencia de la carga de fatiga termomecánica en la resistencia a la fractura de coronas posteriores de cerámica sin metal	a) Carga a la fatiga dinámica (simulación masticación) b) Resistencia a la fractura	a) Núcleo de circonio tetragonal estabilizado con itria (Cercon) (CAD/CAM) + revestimiento b) Núcleo de feldespatos reforzado con DL (IPS Empress 2) + revestimiento c) Núcleo de cerámica de alúmina infiltrada con vidrio y reforzada con circonio (Inceram Zirconia) d) Núcleo de cerámica de circonio (Procera All zircon) (CAD/CAM) + revestimiento e) Grupo control MC.  <b>No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos cargados y no cargados. En todas las comparaciones entre grupos con y sin envejecimiento artificial, las resistencias a fallos de las coronas IPS - Empress 2 fueron significativamente más bajas que las de las muestras de Cercon, Procera All Zircon, In-ceram Zirconia y PFM. La diferencia entre las resistencias a la fractura de las coronas de cerámica a base de Circonio y las coronas PFM no fue significativa.</b>	En este estudio, los cuatro sistemas de cerámica al probarlos mostraron valores de carga de fractura similares a los de las coronas MC de molares y, por lo tanto, pueden considerarse para su uso en estudios clínicos.	Primer molar mandibular humano (libres de caries) - resina de poliéster.
<b>Silva et al, 2012(497)</b>	Fiabilidad de las coronas de disilicato de litio de espesor reducido y chapa fina	a) Carga única a la fractura (SLF) b) Prueba de fatiga por contacto deslizante (SCFT)	a) Núcleo de cerámica feldespática reforzada con cristales de disilicato de litio (IPS EMPRESS MAX CAD) (MON: 1,0 mm o) + revestimiento = $2.474 \pm 630$ N b) Núcleo de cerámica feldespática reforzada con cristales de disilicato de litio (IPS EMPRESS MAX CAD) (BTV: 2,0 mm o y una capa fina carilla v de fluorapatita) + revestimiento = $2.052 \pm 151$ N c) Núcleo de policristal de circonio estabilizado con itria + revestimiento (Y-TZP) d) Metal-cerámica (MCR). <b>Los valores del módulo de Weibull (beta, <math>\beta</math>) de 0,94 (MON) y 0,90 (BTV) mostraron que la fatiga no era un factor de aceleración fuerte para la falla. No hubo diferencia significativa entre las cargas de falla características de Weibull <math>\eta</math> de MON 1535 N [IC 90% 1354-1,740] y BTV 1609 N [IC 90% 1512-1,712], que fueron significativamente más altas que</b>	La confiabilidad de las coronas monolíticas de disilicato de litio de espesor reducido es mayor en comparación con la de zirconia (Y-TZP) y al menos comparable con las de los sistemas de cerámica sobre metal. - en relación con las coronas MCR, BTV presentó cargas de falla significativamente mayores, mientras que la MON más delgada presentó valores intermedios.	Primer molar mandibular inferior - en resina compuesta.

			<p>las de Y-TZP (370 N [90% CI 322–427]) y comparable con el de MCR (1,304 N [90% CI 1,203–1,414]). El grupo Y-TZP convencional presentó el valor de carga de falla característica más bajo. El Y-TZP modificado mostró un valor de carga de falla característico más alto que el del Y-TZP convencional pero más bajo que los de MCR, MON y BTV. El modo de falla principal para MON y BTV fue la fractura masiva.</p>		
<p><b>Silva et al, 2010(498)</b></p>	<p>Fiabilidad de las coronas de cerámica a base de circonio y metal-cerámica</p>	<p>a) Prueba de carga única a la fractura (SLF) b) Prueba a la fatiga por contacto deslizante (SSALT)</p>	<p>a) Grupo MCR: Cofias de aleación (Pd-Ag white porcelain alloy) b) Grupo LAV: Núcleo Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Lava, 3m/Espe) c) CER (n=21): Núcleo Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Cercon).</p> <p><b>El grupo MCR exhibió una confiabilidad más alta que CER y LAV para una misión de 50,000 ciclos a 200 N.</b></p>	<p>Las MCR presentan una mayor confiabilidad bajo carga cíclica de movimiento de la boca sobre dos sistemas de cerámica sin metal, aunque todos resistieron fuerzas superiores a los 1000 N.</p>	<p>Primer molar mandibular - en resina compuesta.</p>
<p><b>Sun et al, 2014(521)</b></p>	<p>Capacidad de carga y espesor recomendado de coronas dentales individuales de circonio</p>	<p>a) Prueba de carga a la fractura b) Modo de falla</p>	<p>a) G1: LDC O MLC: Coronas cerámica monolíticas de feldespato reforzado con cristales de disilicato de litio (IPS e.max press). b) G2: MCC: Coronas metal-cerámica (aleación de cobalto-cromo Wirobond 280 + cerámica de recubrimiento cerámico 3). c) G3: LZC: Coronas de circonio estratificada (núcleo Lava frame + cerámica de recubrimiento Lava Ceram). d) G4: MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,5 mm). e) G5 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,2 mm). f) G6 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,00 mm). g) G7 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 0,8 mm). h) G8 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 0,6 mm).</p> <p><b>Las cargas a la fractura de los 4 grupos fueron significativamente diferentes (1-4). Las cargas a la fractura de MZC fueron significativamente mayor que MCC, LZC y MLC. La carga a la fractura de MLC fue significativamente menor que MCC. Las cargas a la fractura de MLC y LZC no fueron estadísticamente significativas las cargas a la fractura de MCC y LZC no fueron estadísticamente significativas las cargas a la fractura de grupos 5-8 fueron sig. Diferentes. Las</b></p>	<p>Las coronas monolíticas de circonio resisten mayores cargas de fractura que las coronas monolíticas de disilicato de litio, las coronas de circonio estratificado y las coronas de cerámica metálica. La resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de circonio con un espesor de 1,0 mm puede ser igual a la de las coronas de cerámica metálica. Duplicar el núcleo de circonio monolítico de 0,6 mm a 1,5 mm aumenta tres veces la resistencia a la fractura de este sistema de restauración.</p>	<p>Primer molar mandibular (diente pilar de PMMA).</p>

			<p>cargas de fractura de MZC (1,0 mm) y MCC no fueron estadísticamente significativas.</p> <p><b>Resistencia a la fractura ½:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● MLC: 1863 ± 116,81</li> <li>● MCC: 2284,77 ± 355,60</li> <li>● LZC: 2308,0 ± 510,94</li> <li>● MZC (G4): 4109,93 ± 610,18 (1,5 mm)</li> <li>● MZC (G5): 3068,31 ± 233,88 (1,2 mm)</li> <li>● MZC (G6): 2429,88 ± 315,03 (1,0 mm)</li> <li>● MZC (G7): 1814,60 ± 68,21 (0,8mm)</li> <li>● MZC (G8): 1308,38 ± 111,38 (0,6 mm)</li> </ul>		
<b>Vikram et al, 2019(609)</b>	Evaluación de la resistencia a la compresión entre metal cerámica y coronas de circonio. Un estudio in vitro.	a) Carga a compresión estática	<p>a) Grupo 1: coronas de metal-cerámica</p> <p>b) Grupo 2: coronas de núcleo cerámica de circonio + revestimiento.</p> <p><b>Los valores medios de resistencia a la compresión para coronas de MC y circonio fueron 2587,80 y 1361,8 respectivamente.</b></p> <p><b>La resistencia a la compresión del metal cuando se utiliza como material de núcleo es significativamente más alta que el circonio.</b></p>	A partir del presente estudio in vitro, se puede confirmar que las carillas de porcelana con las mismas características se comportan de manera diferente en respuesta a la carga estática, dependiendo del tipo de núcleo que cubren. Las restauraciones de circonio se fracturan a valores de carga estática más bajos. La carilla de porcelana sobre un núcleo de metálico resistió a una carga estática más alta.	Primer molar mandibular - en matrices metálicas de aleación Cr-Co.
<b>Turk et al, 2015 (1487)</b>	Efecto de diferentes técnicas de recubrimiento sobre la resistencia a la fractura de estructuras de metal y circonio	a) Prueba de carga a la fractura b) Modo de falla	<p>Se utilizaron aleaciones de metales base y circonio como núcleo; se realizaron técnicas de prensado y estratificación como materiales de recubrimiento para producir coronas posteriores.</p> <p>a) MP: estructura metálica (IPS D.sign) + recubrimiento con técnica de prensado (IPS Inline, Ivoclar)</p> <p>b) ML: estructura metálica (IPS D.sign) + recubrimiento con técnica de estratificado (IPS Inline POM, Ivoclar)</p> <p>c) ZP: estructura de circonio (IPS e.max Zircad, Ivoclar) + recubrimiento con técnica de prensado (IPS e.max Zirpress)</p> <p>d) ZL: estructura de circonio (IPS e.max Zircad, Ivoclar) + recubrimiento con técnica de estratificado (IPS e.max Ceram, Ivoclar).</p> <p><b>MP mostró resistencia a la fractura significativamente más altas que el grupo ZP y el grupo ZL.</b></p>	La resistencia a la fractura de una restauración con una estructura de metal o circonio fue independiente de las técnicas de recubrimiento. Sin embargo, la técnica de prensado sobre estructuras metálicas resistió cargas de fractura significativamente mayores que las estructuras de zirconia. las técnicas de prensado y estratificación no afectaron las cargas de fractura cuando se utilizaron en el mismo material de estructura.	Diente molar mandibular - en matrices metálicas de aleación Cr-Co.

			<p>No se detectaron diferencias significativas en resistencia a la fractura entre los grupos MP, ML y los grupos ZP y ZL.</p> <p><b>Resistencia a la fractura 1/2:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● ML: 2323 ± 185 N</li> <li>● MP: 2707 ± 231 N</li> <li>● ZL: 1884 ± 190 N</li> <li>● ZP: 1722 ± 239 N</li> </ul>		
<b>Sonza et al, 2014 (1565)</b>	Efecto del material de infraestructura sobre el comportamiento de falla de las coronas protésicas	<p>a) Prueba de carga a la fractura</p> <p>b) Modo de falla</p>	<p>a) GRUPO YZ-C: Núcleo de Y-TZP (CAD/CAM) + porcelana Vita VM9.</p> <p>b) GRUPO IZ-C: Núcleo de cerámica infiltrada con vidrio reforzado con circonio a base de alúmina (Vita In Ceram Zirconia) (CAD/CAM) + porcelana Vita VM7.</p> <p>c) GRUPO IZ-S: Núcleo de cerámica infiltrada con vidrio reforzado con circonio a base de alúmina (Vita In Ceram Zirconia) (Slip-Cast) + porcelana Vita VM7.</p> <p>d) GRUPO MC: Cofia Wironia lighth (fundición) (aleación metálica NiCr) + porcelana Vita VM13.</p> <p><b>Hubo diferencias significativas entre los valores 1/2 de carga de fractura para los grupos experimentales. La carga 1/2 a la fractura del grupo mc fue estadísticamente similar a YZ-C y diferente de los grupos IZ-C e IZ-S. No hubo diferencia significativa entre los grupos YZ-C, IZ-C e IZ-S.</b></p> <p><b>Resistencia a la fractura 1/2:</b></p> <p>MC: 891,1 ± 249,4 N</p> <p>IZ-C: 569,0 ± 196,2 N</p> <p>IZ-S: 580,2 ± 291,3 N</p> <p>YZ-C: 753,2 ± 262,8 N</p>	El tipo de material de infraestructura afectó los valores de carga de fractura y el modo de falla de las coronas protésicas, confirmando la hipótesis del estudio. <b>Las coronas Y-TZP y metal-cerámica mostraron valores medios de carga de fractura similares</b> y un comportamiento de falla más favorable (astillado de porcelana) que las coronas In-ceram zirconia (falla catastrófica), independientemente del proceso de fabricación (CAD/CAM o Slip-Cast).	Primer premolar inferior - en troquel de metal.

### 8.3. Tabla 8. Resumen de resistencia a la fatiga dinámica

Estudio	Título	Tipo de prueba	Cerámicas y Resultados	Conclusión	Datos importantes
<b>Panadero et al, 2019(12)</b>	¿Son las coronas monolíticas sin metales el presente de las prótesis? Estudio del comportamiento mecánico.	a) Carga a la fatiga dinámica b) Compresión estática	a) Grupo I: MC (núcleo metálico (IPS d.SING)/ revestimiento feldespático) b) Grupo II: CZ (núcleo de circonio (Lava Frame)/ revestimiento feldespático) c) Grupo III: TMZ (circonio monolítico tetragonal estabilizado con itria al 3% (Lava plus)) d) Grupo IV: CMZ (circonio monolítico cúbico estabilizado con itria al 5% (Lava Esthetic)) e) Grupo V: PMMAG (polimetilmetacrilato de grafeno).  <b>TMZ y MC mostraron alta resistencia a la fractura.</b>	El circonio tetragonal (TMZ) y las metal - cerámica (MC), mostraron alta resistencia a la fractura. La CMZ y PMMAG presentaron bajos valores de resistencia a la fractura.	Primer molar superior - en resina Epoxi.
<b>Nicolaise n et al, 2014 (364)</b>	Comparación de la resistencia a la fatiga y los modos de falla entre coronas de cerámica sobre metal y cerámica sin metal por carga cíclica en el agua	a) Resistencia a la fractura por fatiga dinámica b) Modo de fractura (SEM)	a) Coronas de cerámica sobre metal b) Coronas de cerámica sin metal de núcleo de Y-TPZ (BeCe CAD Zircon) revestidas con estructura CAD/CAM de circonio.  <b>Las coronas de metal-cerámica con estructuras de aleación de oro de alta nobleza y las coronas revestidas de cerámica sin metal Y-TZP con estructuras de Y-TZP exhiben una resistencia a la fatiga similar a la carga cíclica compresiva en condiciones húmedas.</b>  Nº 1/2 de ciclos de carga para falla final: <ul style="list-style-type: none"> <li>● MC: 772,746 ± 133,024</li> <li>● Y-TZP: 785,279 ± 202,468</li> </ul>	Dentro de la limitación de este estudio que utilizó la función masticatoria oral simulada, los resultados revelaron que la resistencia a la fatiga fue similar para los dos tipos de coronas. las condiciones de prueba simulaban condiciones clínicas. Por tanto, el resultado puede predecir el rendimiento clínico a largo plazo de este tipo de coronas.	Marfil de colmillo de elefante

#### 8.4. Tabla 9. Resumen de resistencia al cizallamiento

Estudio	Nombre	Tipo de prueba	Cerámicas y Resultados	Conclusión	Datos importantes
<b>Al-Dohan et al, 2004(19)</b>	Resistencia al cizallamiento de la interfaz núcleo/ revestimiento en cerámicas de 2 capas	a) Resistencia al cizallamiento b) Examen microscópico	<p>a) Núcleo de feldespatos reforzado con disilicato de litio + revestimiento (IPS-Empress 2/ Eris) (IE)= <math>30.86 \pm 6,47</math> N</p> <p>b) Núcleo de cerámica de alúmina densamente sinterizada + revestimiento (Procera Allceram/ Allceram) (PA) <math>22.40 \pm 2.40</math> N</p> <p>c) Núcleo de Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Procera Allzircon / CZR) (PZ) <math>28.03 \pm 5.03</math> N</p> <p>d) Núcleo de óxido de Circonio (CAD/CAM) + revestimiento (DC-Zircon/ Vita D) (DC) <math>27.90 \pm 4.79</math> N</p> <p>e) Metal Cerámica (MC) <math>30.16 \pm 5.89</math> N</p> <p><b>IE, PZ y DC no fueron estadísticamente diferentes a MC.</b></p>	<p>Las resistencias de unión (cizallamiento) de los 3 materiales totalmente cerámicos probados (IE, PZ Y DC) no fueron estadísticamente diferentes a los de MC.</p> <p>IE tuvo los valores más altos (no significativamente diferente a la MC). PA unión más débil por el opacador.</p>	Cilindros de las diferentes porcelanas
<b>Guess et al, 2008(187)</b>	Resistencia al cizallamiento entre diferentes núcleos de circonio y cerámicas de recubrimiento y su susceptibilidad al termociclado	a) Resistencia al cizallamiento (SBS)	<p>Tres cerámicas de núcleo de circonio y revestimiento cerámico vs MC.</p> <p>a) Núcleo Y-TZP + revestimiento (Cercon base/ Cercon Ceram S)</p> <p>b) Núcleo de cerámica de alúmina infiltrada con vidrio y reforzada con circonio (CAD/CAM) + revestimiento (Vita In Ceram YZ Cubes/ Vita VM9)</p> <p>c) Núcleo óxido de circonio (CAD/CAM) + revestimiento (DC zircón/ IPS e.max Ceram)</p> <p>d) Control MC</p> <p><b>La diferencia entre los grupos de cerámica sin metal fue independiente del termociclado no fue estadísticamente significativa. La resistencia media al cizallamiento del grupo control fue significativamente más alta que cualquier de los grupos de cerámica sin metal antes y después del termociclado. El efecto del TC en los grupos de prueba, así como en el grupo control no fue significativo.</b></p> <p><b>- Valores ½ iniciales de SBS</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● Vita in Ceram/ vita VM9: <math>12,5 \pm 3,2</math> Mpa</li> <li>● DC Zircon/ IPS e. max Ceram: <math>11,5 \pm 3,4</math> Mpa</li> <li>● Cercon base/ Cercom Ceram s: <math>9,4 \pm 3,2</math> Mpa</li> <li>● Metal Cerámica: <math>27,6 \pm 12,1</math> Mpa</li> </ul>	La resistencia al cizallamiento no fue afectada por el termociclado, ninguno de los núcleos de circonio pudieron alcanzar los altos valores de fuerza de unión de la metal cerámica.	Barras de las diferentes cerámicas

			<p>- Valores ½ de SBS después del termociclado</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Vita in Ceram/ Vita VM9: 9,7 ± 4,2 Mpa</li> <li>• DC Zircon/ IPS e.max Ceram: 11,5 ± 1,7 Mpa</li> <li>• Cercon base/ Cercom Ceram S: 9,6 ± 4,2 Mpa</li> <li>• Metal-cerámica: 26,4 ± 13,4 Mpa</li> </ul>		
--	--	--	--	--	--

### 8.5. Tabla 10. Resumen de modo de falla (fractura)

Estudio	Título	Tipo de prueba	Cerámicas y Resultados	Conclusión	Datos importantes
<b>Al-Dohan et al, 2004(19)</b>	Resistencia al cizallamiento de la interfaz núcleo/revestimiento en cerámicas de 2 capas	a) Resistencia al cizallamiento b) Examen microscópico	<p>a) Núcleo de feldespato reforzado con disilicato de litio + revestimiento (IPS-Empress 2/ Eris) (IE)= 30.86 ± 6,47 N</p> <p>b) Núcleo de cerámica de alúmina densamente sinterizada + revestimiento (Procera Allceram/ Allceram) (PA) 22.40 ± 2.40 N</p> <p>c) Núcleo de Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Procera Allzircon / CZR) (PZ) 28.03 ± 5.03 N</p> <p>d) Núcleo de óxido de Circonio (CAD/CAM) + revestimiento (DC-Zircon/ Vita D) (DC) 27.90 ± 4.79 N</p> <p>e) Metal Cerámica (MC) 30.16 ± 5.89 N</p> <p><b>IE, PZ y DC no fueron estadísticamente diferentes a MC.</b> Examen. Microscópico: <b>La falla principalmente ocurrió en el revestimiento de porcelana, cerca del núcleo.</b></p> <p><b>Examinación microscópica:</b> <b>Microscopio con aumento original de 320X</b> V: Falla cohesiva dentro del revestimiento C: Falla cohesiva dentro del núcleo C/V: Falla adhesiva entre el núcleo y revestimiento.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• MC: 56% (v) // 43% (v/c) // 1% (c)</li> <li>• DC/ Vita D: 58,6% (v) // 40,4% (v/c) // 1% (c)</li> <li>• PA: 30,3% (v) // 68,7% (v/c) // 1% (c)</li> <li>• PZ: 41,6% (v) // 57,4% (v/c) // 1% (c)</li> <li>• DC/ Eris: 27,9% (v) // 71,1% (v/c) // 1% (c)</li> <li>• IE: 42,8% (v) // 8% (v/c) // 49,2% (c)</li> </ul>	Las resistencias de unión (cizallamiento) de los 3 materiales totalmente cerámicos probados (IE, PZ y DC) no fueron estadísticamente diferentes a los de MC. IE tuvo los valores más altos (no significativamente diferente a metal-cerámica). PA unión más débil por el opacador.	Cilindro de porcelana

<p><b>Alhasanya h et al, 2013(24)</b></p>	<p>Efecto de las diferencias de grosor del núcleo sobre la resistencia a la fractura por indentación posterior a la fatiga de las coronas de circonio revestidas</p>	<p>a) Carga a la fatiga sinusoidal (simulación de desgaste por masticación) b) Carga a la fractura c) Modo de falla</p>	<p>Circonio + porcelana a) Núcleo uniforme de Y-TZP de 0,6 mm + Rev FDP b) Núcleo uniforme de Y-TZP de 1,2 mm + Rev FDP c) Núcleo oclusal extragrueso de Y-TZP de 1.7 mm + Rev FDP d) Grupo control metal-cerámica 1.2 mm.</p> <p><b>Falla adhesiva / falla cohesiva (Cm y CM):</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>GA: 1 (Cm) // 2 (CM) // 16 (A)</b></li> <li>● <b>GB: 9 (Cm) // 2 (CM) // 9 (A)</b></li> <li>● <b>GC: 5 (Cm) // 6 (CM) // 9 (A)</b></li> <li>● <b>GD: 1 (Cm) // 3 (CM) // 16 (A)</b></li> </ul>	<p>Las cargas medias para todos los grupos de circonio fueron significativamente mayores que la fuerza máxima de apriete que se puede generar (880 n). Cuando el núcleo de circonio se maximizó oclusalmente (grupo B) la carga de falla 1/2 se acercó más a la registrada para el grupo D (MC). Es importante maximizar el soporte oclusal donde se concentran las tensiones masticatorias para lograr mejores resultados.</p>	<p>Molar mandibular de marfil - Bloque de resina de ortodoncia</p>
<p><b>Amir et al, 2015(27)</b></p>	<p>Resistencia a la fractura de coronas de circonio recubiertas de porcelana con circonio lingual expuesto para dientes anteriores después de ciclos térmicos: un estudio in vitro</p>	<p>a) Carga a la fatiga b) Modo de fallo</p>	<p>a) Coronas de MC b) Coronas con núcleo de circonio (IPS e max. ZirCAD) + Rev (VZ) c) Coronas monolíticas de disilicato de litio (MO).</p> <p><b>Hubo diferencias sustanciales en la forma en que se fracturaron las coronas MO, VZ y MC. Las muestras de MO se fracturaron catastróficas, las muestras VZ demostraron agrietamiento de la subestructura de zirconia y astillado de la capa de revestimiento. En algunas muestras, se observaron múltiples grietas a través de la porcelana de recubrimiento. Los especímenes de MC mostraron un agrietamiento superficial que afectó solo a la capa de cerámica.</b></p>	<p>Se podría concluir lo siguiente: 1. Las coronas MO exhibieron una carga media de fractura más baja en comparación con las coronas VZ y MC (p=0,0001). 2. Las coronas VZ mostraron una carga media de fractura más baja en comparación con las coronas MC (p=0,012). 3. Las coronas de MC exhibieron una carga de fractura media considerablemente más alta que la carga documentada para esa región de la boca in vivo.</p>	<p>Diente de marfil incisivo central superior - en troquel de prueba de metal (Cr-Co).</p>



<p><b>Farga-Niños et al, 2013(152)</b></p>	<p>Estudio fractográfico del comportamiento de diferentes carillas cerámicas en coronas de cobertura total en relación con los materiales de soporte de núcleo</p>	<p>Se hizo una carga de compresión (estática) para analizar tipo de fractura  a) Análisis de microscopio  b) Análisis SEM</p>	<p>a) G1: Núcleo de cerámica de óxido de circonio (CAD/CAM) + revestimiento (IPS. e máx Zircad/ revestimiento porcelana IPS e. máx Ceram)  b) G2: Núcleo de cerámica de vidrio de fluorapatita (CAD/CAM) + revestimiento (IPS e. máx Zirpress/ revestimiento porcelana IPS e. máx Zirpress)  c) G3: Núcleo de cerámica de Y-TZP + revestimiento (Lava frame zirconia/ revestimiento porcelana Lava Ceram)  d) G4: MC estratificada: núcleo níquel-cromo/ revestimiento porcelana IPS d.SING Ivoclar  e) G5: MC estratificada: núcleo níquel-cromo/ revestimiento porcelana IPS Inline  f) G6: MC prensada: núcleo níquel-cromo/ revestimiento porcelana IPS Inline POM</p> <p><b>Modo de fractura</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>G1: 60% cohesiva - 30% adhesiva - 10% completa</b></li> <li>● <b>G2: 85% cohesiva - 15% adhesiva</b></li> <li>● <b>G3: 70% cohesiva - 30% adhesiva</b></li> <li>● <b>G4: 100% adhesiva</b></li> <li>● <b>G5: 90% adhesiva - 10% cohesiva</b></li> <li>● <b>G6: 85% adhesiva - 15% cohesiva</b></li> </ul>	<p>Comportamiento diferente de las carillas de porcelana según el núcleo. Carillas a base de circonio con mayor probabilidad de fractura cohesiva 72% en comparación a MC 8%. Y MC mayor probabilidad de fractura adhesiva 92% en comparación con circonio 25%. Los patrones de fractura superficial para todas las coronas fueron radiales o periféricos adyacentes al punto de contacto con el diente antagonista (punto de aplicación de carga)</p>	<p>Primer molar superior- Resina epoxi.</p>
<p><b>Lorenzoni et al, 2010(308)</b></p>	<p>Modos de fatiga y falla de los sistemas de coronas con un diseño de estructura modificado.</p>	<p>a) Resistencia a la fatiga  b) Modo de fractura</p>	<p>a) Restauraciones MC (núcleo Ni-Cr// P. VMK 95)  b) Núcleo de alúmina infiltrada con vidrio + revestimiento (ICA, In Ceram Alúmina/ VM7)  c) Coronas de núcleo de policristales de circonio tetragonal estabilizado con itria (CAD/CAM) + revestimiento (Y-TZP, IPS E.máx ZIRCAD/ IPS E.máx)</p> <p>En:  1. Sistemas estándar (MC, ICA Y Y-TZP)  2. Diseño de estructura modificado (MCm, ICAm e Y-TZPm).</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>MC: No fractura de carillas de porcelana. Astillamiento dentro de la porcelana que alcanza la interfaz entre el núcleo y revestimiento (4 MCm y 6 MC).</b></li> <li>● <b>ICA: Fractura masiva</b></li> <li>● <b>ICAm: Falló a través de la carilla.</b></li> </ul>	<p>La modificación del diseño de la estructura no mejoró la vida a fatiga de los sistemas de corona investigados. Las coronas Y-TZPm mostraron una resistencia a la fatiga comparable a la de los grupos MC. El modo de falla varió según el sistema de corona.</p>	<p>Primer molar superior - Resina compuesta.</p>

			<ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>Y-TZP: Fallaron al astillarse dentro de la carilla, sin fracturas del núcleo.</b></li> </ul>		
<b>Nicolaisen et al, 2014 (364)</b>	Comparación de la resistencia a la fatiga y los modos de falla entre coronas de cerámica sobre metal y cerámica sin metal por carga cíclica en el agua	a) Resistencia a la fractura por fatiga dinámica b) Modo de fractura (SEM)	<p>a) Coronas de cerámica sobre metal b) Coronas de cerámica sin metal de núcleo de Y-TPZ (BeCe CAD Zircon) revestidas con estructura CAD/CAM de circonio.</p> <p><b>Las coronas de metal-cerámica con estructuras de aleación de oro de alta nobleza y las coronas revestidas de cerámica sin metal Y-TZP con estructuras de Y-TZP exhiben una resistencia a la fatiga similar a la carga cíclica compresiva en condiciones húmedas.</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>MC: 5 coronas fallaron de forma cohesiva y 5 coronas fallaron de manera adhesiva. Ninguna corona metal-cerámica mostró fracturas de la estructura. Todos los fallos fueron el desconchado de la cerámica de revestimiento.</b></li> <li>● <b>Y-TZP: 4 presentaron fallas cohesivas y 3 coronas presentaron fallas adhesivas. 3 coronas presentaron falla completa de la estructura. 3 fueron de un modo de falla más catastrófico con fractura completa de la estructura y de la carilla.</b></li> </ul>	Dentro de la limitación de este estudio que utilizó la función masticatoria oral simulada, los resultados revelaron que la resistencia a la fatiga fue similar para los dos tipos de coronas. Las condiciones de prueba simulaban condiciones clínicas. Por tanto, el resultado puede predecir el rendimiento clínico a largo plazo de este tipo de coronas	Marfil de colmillo de elefante
<b>Silva et al, 2012(497)</b>	Fiabilidad de las coronas de disilicato de litio de espesor reducido y chapa fina	a) Carga única a la fractura (SLF) b) Prueba de fatiga por contacto deslizante (SCFT) para evaluar el modo de falla	<p>a) Núcleo de cerámica feldespática reforzada con cristales de disilicato de litio (IPS EMPRESS MAX CAD) (MON: 1,0 mm o) + revestimiento = <math>2.474 \pm 630</math> N. b) Núcleo de cerámica feldespática reforzada con cristales de disilicato de litio (IPS EMPRESS MAX CAD) (BTV: 2,0 mm o y una capa fina carilla v de fluorapatita) + revestimiento = <math>2.052 \pm 151</math> N. c) Núcleo de policristal de circonio estabilizado con itria + revestimiento (Y-TZP). d) Metal-Cerámica (MCR).</p> <p><b>El modo de falla principal para MON y BTV fue la fractura masiva.</b> <b>No existen datos concretos de modo falla MC.</b> Muestras suspendidas seleccionadas mostraron los modos de falla en competencia de las grietas de cono parcial superficiales inducidas por el agua ubicadas debajo del comienzo del rastro</p>	La confiabilidad de las coronas monolíticas de disilicato de litio de espesor reducido es mayor en comparación con la de circonio (Y-TZP) y al menos comparable con las de los sistemas de cerámica sobre metal. En relación con las coronas MCR, BTV presentó cargas de falla significativamente mayores, mientras que la MON más delgada presentó valores intermedios.	Primer molar mandibular inferior - en composite

			deslizante del penetrador, junto con las grietas radiales de flexión que provienen de la interfaz corona-cemento hacia la superficie oclusal. Mientras que una serie de conos parciales incompletos se formaron a lo largo de la estela del penetrador móvil, solo uno usualmente dominaba y competía con una grieta radial.		
<b>Silva et al, 2010(498)</b>	Fiabilidad de las coronas de cerámica a base de circonio y metal-cerámica	a) Prueba de carga única a la fractura (SLF) b) Prueba a la fatiga por contacto deslizante (SSALT) para evaluar el modo de falla	a) Grupo MCR: Cofias de aleación (Pd-Ag white porcelain alloy) b) Grupo LAV: Núcleo Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Lava, 3M/Espe) c) CER (n=21): Núcleo Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (Cercon).  <b>Todas las muestras de MCR fallaron, exponiendo el revestimiento de Pd-Ag con diferentes tamaños de fractura. Las fallas de Y-TZP se limitaron a la carilla de porcelana.</b>	Las MCR presentan una mayor confiabilidad bajo carga cíclica de movimiento de la boca sobre dos sistemas de cerámica sin metal, aunque todos resistieron fuerzas superiores a los 1000 N.	Primer molar mandibular - en matrices de composite.
<b>Sun et al, 2014(521)</b>	Capacidad de carga y espesor recomendado de coronas dentales individuales de circonio	a) Prueba de carga a la fractura b) Modo de falla	a) G1: LDC O MLC: Coronas cerámica monolíticas de feldespato reforzado con cristales de disilicato de litio (IPS e.max press). b) G2: MCC: Coronas metal-cerámica (aleación de cobalto-cromo wirobond 280 + cerámica de recubrimiento cerámico 3). c) G3: LZC: Coronas de circonio estratificada (núcleo Lava frame + cerámica de recubrimiento Lava ceram). d) G4: MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,5 mm). e) G5 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,2 mm). f) G6 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 1,00 mm). g) G7 MZC: Coronas monolíticas de circonio (Lava frame) (espesor oclusal de 0,8 mm).  <b>Los modos de falla podrían clasificarse como astillado y fractura catastrófica.</b> <b>- Para MZC, el modo de fractura fue fractura catastrófica.</b> <b>- Para MLC o LDC, el modo de fractura fue fractura catastrófica.</b> <b>- Para LZC, los modos de fractura fueron fractura catastrófica y astillada. El modo de fractura predominante</b>	Las coronas monolíticas de circonio exhiben mayores cargas de fractura que las coronas monolíticas de disilicato de litio, las coronas de circonio estratificado y las coronas de cerámica metálica. La resistencia a la fractura de las coronas monolíticas de circonio con un espesor de 1,0 mm puede ser igual a la de las coronas de cerámica metálica. Duplicar el núcleo de circonio monolítico de 0,6 mm a 1,5 mm aumenta tres veces la resistencia a la fractura de este sistema de restauración.	Primer molar mandibular - en pilar de PMMA.

			<p><b>para LZC fue fractura catastrófica. Se observaron fracturas catastróficas en 7 muestras de LZC y 3 muestras en virutas de LZC.</b></p> <p><b>- Solo se observaron virutas para MCC.</b></p> <p><b>- Las grietas se propagaron a través del surco y la fosa. En particular, se observaron bifurcaciones y fracturas destructivas en la fosa central.</b></p>		
<b>Turk et al, 2015 (1487)</b>	Efecto de diferentes técnicas de recubrimiento sobre la resistencia a la fractura de estructuras de metal y circonio	<p>a) Prueba de carga a la fractura</p> <p>b) Modo de falla</p>	<p>Se utilizaron aleaciones de metales base y circonio como núcleo; se realizaron técnicas de prensado y estratificación como materiales de recubrimiento para producir coronas posteriores</p> <p>a) MP: estructura metálica (IPS D.sign) + recubrimiento con técnica de prensado (IPS Inline, Ivoclar)</p> <p>b) ML: estructura metálica (IPS D.sign) + recubrimiento con técnica de estratificado (IPS Inline POM, Ivoclar)</p> <p>c) ZP: estructura de circonio (IPS e.max Zircad, Ivoclar) + recubrimiento con técnica de prensado (IPS e.max Zirpress)</p> <p>d) ZL: estructura de circonio (IPS e.max Zircad, Ivoclar) + recubrimiento con técnica de estratificado (IPS e.max Ceram, Ivoclar).</p> <p><b>Los tipos de fractura predominante fueron cohesivas para grupos metálicos y adhesivos para grupos de circonio.</b></p> <p><b>Tipos de fractura de grupos de muestra de metal y circonio</b></p> <p><b>A: adhesiva</b>  <b>CN: cohesiva núcleo</b>  <b>CR: cohesiva revestimiento</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>ML: 0 (A) 10 (CN) 0 (CR)</b></li> <li>● <b>MP: 1 (A) 9 (CN) 0 (CR)</b></li> <li>● <b>ZL: 7 (A) 0 (CN) 3 (CR)</b></li> <li>● <b>ZP: 8 (A) 0 (CN) 2 (CR)</b></li> </ul>	La resistencia a la fractura de una restauración con una estructura de metal o circonio fue independiente de las técnicas de recubrimiento. Sin embargo, la técnica de prensado sobre estructuras metálicas resistió cargas de fractura significativamente mayores que las estructuras de circonio. Las técnicas de prensado y estratificación no afectaron las cargas de fractura cuando se utilizaron en el mismo material de estructura.	Diente molar mandibular - en matrices de aleación Cr-Co.
<b>Sonza et al, 2014 (1565)</b>	Efecto del material de infraestructura sobre el comportamiento	<p>a) Prueba de carga a la fractura</p> <p>b) Modo de falla</p>	<p>a) GRUPO YZ-C: Núcleo de Y-TZP (CAD/CAM) + porcelana Vita VM9.</p> <p>b) GRUPO IZ-C: Núcleo de cerámica infiltrada con vidrio reforzado con circonio a base de alúmina (Vita In Ceram Zirconia) (CAD/CAM) + porcelana Vita VM7.</p>	El tipo de material de infraestructura afectó los valores de carga de fractura y el modo de falla de las coronas protésicas, confirmando la hipótesis del estudio. Las coronas Y-TZP y metal-	Primer premolar inferior - en troquel de metal

	de falla de las coronas protésicas		<p>c) GRUPO IZ-S: Núcleo de cerámica infiltrada con vidrio reforzado con circonio a base de alúmina (Vita In Ceram Zirconia) (Slip-Cast) + porcelana Vita VM7.</p> <p>d) GRUPO MC: Cofia Wironia Ligth (fundición) (aleación metálica NiCr) + porcelana Vita VM13.</p> <p><b>Modos de falla:</b>  <b>FC: Falla catastrófica</b>  <b>A/S: Astillado s/ exposición de IS</b>  <b>A/C: Astillado c/ exposición de IS</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● M-C: 0 (fc) // 1 (a/s) // 9 (a/c)</li> <li>● IZ-C: 5 (fc) // 5 (a/s) // 0 (a/c)</li> <li>● IZ-S: 3 (fc) // 5 (a/s) // 1 (a/c)</li> <li>● YZ-C: 0 (fc) // 9 (a/s) // 0 (a/c)</li> </ul>	cerámica mostraron valores medios de carga de fractura similares y un comportamiento de falla más favorable (astillado de porcelana) que las coronas In-ceram zirconia (falla catastrófica), independientemente del proceso de fabricación (CAD/CAM o Slip-cast).	
--	------------------------------------	--	---	---	--

### 8.6. Tabla 11. Resumen de análisis de elementos finitos.

Estudio	Título	Tipo de prueba	Cerámicas y Resultados	Conclusión	Datos importantes
<b>Lekesiz et al, 2014 (289)</b>	Estimación de confiabilidad para restauraciones de corona de cerámica de una sola unidad	Análisis de elementos finitos	<p>a) Núcleo de aleación de metal/cerámico recubierto con cerámica de vidrio de leucita fluorapatita (d.SING // d.SING 67)</p> <p>b) Núcleo de alúmina infiltrado con vidrio recubierto con porcelana feldespática (VM7// In-ceram alumina)</p> <p>c) 3 monolíticas = 2 vitrocerámica reforzada con leucita (Empress y Procad) y 1 vitrocerámica de disilicato de litio (Empress 2).</p> <p><b>Las probabilidades de falla a largo plazo de las restauraciones para 5 y 10 años.</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● <b>Unión completa de ambos materiales de revestimiento, VM7 y d.SING, registraron una probabilidad de falla muy pequeña, del orden de <math>10^{-4}</math> y <math>10^{-6}</math>, respectivamente.</b></li> <li>● <b>Restauraciones completamente despegadas d.SING falló casi por completo (96%), mientras que para VM7 las tasas de fracaso alcanzaron el 2,5% luego de 5 años.</b></li> </ul>	<p>Se puede afirmar que la PFM muestra una fiabilidad superior en comparación con las restauraciones bicapa de cerámica sin metal a menos que se produzca un desprendimiento. In-Ceram alumina y VM7 ofrecen una fiabilidad comparable y una mejor resistencia en los casos de desprendimiento, lo que no se sustenta con la literatura.</p> <p>Las restauraciones monolíticas son extremadamente sensibles al desprendimiento, pero Procad presenta una fiabilidad comparable con In-ceram alumina en casos de adhesión perfecta.</p>	Primer molar mandibular - FEA

			<ul style="list-style-type: none"> <li>• En la unión completa para In-Ceram Al se registró una probabilidad de falla del orden de <math>10^{-6}</math>, incluso después de 10 años, y para las completamente despegadas; In-Ceram Al, la tasa de fracaso alcanzó el 1,4% después de 5 años.</li> <li>• Entre las restauraciones monolíticas, ProCAD mostró la menor probabilidad de falla, con un máximo de <math>4.7 \times 10^{-4}</math> mientras que en la completamente despegada tuvo una tasa de falla del 37% en un período de 5 años.</li> <li>• Empress mostró la tasa más alta, con aproximadamente un 7% de tasa de falla después de 10 años.</li> <li>• Empress 2 tuvo una probabilidad de falla mucho menor en comparación con Empress, con una tasa de falla del 1,7% después 10 años, en tanto las restauraciones monolíticas completamente despegadas, Empress y Empress 2 fallaron completamente luego de 5 años.</li> </ul>		
<b>De Jager et al, 2006 (1186)</b>	La influencia de diferentes materiales de núcleo en la distribución de la tensión determinada por fea en coronas dentales	Análisis de elementos finitos.	<p>Núcleo a base de oro, circonio y alúmina y sus porcelanas de revestimiento a juego el modelo de corona se hizo con</p> <p>a) MC (Cofia de oro) (corona 1)  b) Núcleo de Y-TZP (CAD/CAM) + revestimiento (corona 2)  c) Núcleo de cerámica de alúmina densamente sinterizada (CAD/CAM) (Procera Allceram) + revestimiento (corona 3)</p> <p><b>Las tensiones máximas de tracción y compresión en las superficies oclusales de las 3 coronas en este estudio son el resultado de una fuerza de mordida aplicada de 665 n en un elemento. Las tensiones son inferiores a la resistencia de los materiales aplicados.</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• La resistencia a la compresión disminuye con el material del núcleo más rígido.</li> <li>• La tensión de tracción más alta es menor en la corona de circonio que en la corona MC, pero aumenta en la corona con núcleo de alúmina.</li> <li>• En la interfaz entre el núcleo y la carilla, la tensión máxima de tracción es mayor para las coronas con</li> </ul>	El material del núcleo más rígido es por varias razones, especialmente en la corona con núcleo de alúmina que no reduce las tensiones de tracción en la porcelana de recubrimiento. Con respecto a esto, se prefiere el núcleo de circonio sobre el núcleo de alúmina, este material combina un módulo de Young no demasiado alto con una alta resistencia. La unión entre la porcelana de recubrimiento y estos fuertes núcleos de cerámica debe mejorarse para aprovechar al máximo la resistencia de estos materiales	Diente (4.6) molar - FEA

			<p>núcleos de cerámica (circonio y alúmina). Las tensiones indican que un material de núcleo más rígido no mejora las tensiones en la interfaz núcleo-revestimiento.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Las principales tensiones de tracción en el núcleo y en la interfaz cemento-núcleo fueron considerablemente menores que la resistencia del material del núcleo.</li> <li>• Las tensiones máximas de tracción debidas a las fuerzas de mordida disminuyen con un material de núcleo más rígido.</li> <li>• En la corona núcleo de alúmina, la contracción del cemento es la principal causa del mayor esfuerzo de tracción. Como el material del núcleo más rígido da como resultado una mayor resistencia a la contracción, lo que resulta en mayores tensiones.</li> <li>• La tensión de tracción en la superficie cervical aumenta con el material de núcleo más rígido. La fractura podría iniciarse en estos lugares, a pesar de la baja tensión calculada por FEA, porque la intensidad de la tensión puede ser alta debido a factores de forma, tamaño y una mayor susceptibilidad a la formación de defectos en los márgenes de la corona.</li> <li>• No hay una diferencia significativa en los esfuerzos cortantes por la combinación de fuerzas de mordida y retracción en la capa de cemento en los diferentes materiales del núcleo.</li> </ul>		
--	--	--	---	--	--

