

PROPIEDADES MECÁNICAS DE TIPOS DE MATERIALES DE RESTAURACIÓN
UNITARIA PARA FRESADO EN CLÍNICA. REVISIÓN SISTEMATIZADA

MÁSTER DE PRÓTESIS, IMPLANTOPRÓTESIS Y ESTÉTICA DENTAL

Trabajo de fin de máster

Patricia Velasco Rodríguez

Tutora: Nerea Urcelay Moreno

Cotutora: Irene García Martínez

Madrid, curso 2024-2025

RESUMEN

Introducción: El flujo de trabajo digital de restauración dental denominado “*chairside*” permite completar los procesos de captación, diseño y fresado de restauraciones indirectas en el ámbito clínico permitiendo que este proceso pueda ser completado en una sola cita.

La amplia variedad de materiales de restauración dental disponibles para fresado en clínica requiere conocer sus propiedades mecánicas para una selección adecuada para cada indicación. El objetivo de este trabajo es comparar la resistencia a la fractura y a la flexión, la adaptación marginal y la supervivencia clínica de los materiales disponibles para fresado en clínica que permiten completar el flujo *chairside* para restauraciones unitarias indirectas.

Material y métodos: Entre enero y marzo de 2025 se procedió a la búsqueda bibliográfica en Pubmed. De 188 artículos revisados, 20 cumplieron los criterios de inclusión: ensayos clínicos, series de casos y estudios in vitro sobre coronas o restauraciones parciales CAD/CAM en un diente, publicados en los últimos 10 años.

Resultados: IPS e.max ZirCAD fue el material más resistente a la fractura, seguido por IPS e.max CAD y Celtra Duo. Los Vitablocs Mark II mostraron los valores más bajos de resistencia a la fractura. En resistencia a la flexión, IPS e.max ZirCAD superó significativamente a IPS e.max CAD y a los híbridos/resinas (Lava Ultimate, VITA Enamic). Todos los materiales mostraron discrepancias marginales clínicamente aceptables. VITA Enamic y Lava Ultimate ofrecieron los mejores ajustes. En cuanto a supervivencia clínica, IPS e.max CAD alcanza el 80 % a los 15 años, y Celtra Duo y VITA Enamic ≥ 97 % a 3–5 años, aunque los materiales híbridos presentaron más fracturas y descementados.

Conclusiones: No se encontraron diferencias clínicamente significativas en términos de ajuste marginal entre materiales, pero sí en términos de resistencia mecánica y patrón de complicaciones.

Palabras clave: “CAD/CAM”, “Chairside”, “IPS e.max CAD”, “Cerec restoration”, “IPS e.max ZirCAD”.

ABSTRACT

Introduction: The digital dental restoration workflow known as “chairside” allows the processes of scanning, designing, and milling indirect restorations to be completed within the clinical setting, enabling the entire process to be finalized in a single appointment.

The wide variety of dental restorative materials available for in-clinic milling requires knowledge of their mechanical properties for appropriate selection based on the clinical indication. The aim of this study is to compare fracture and flexural strength, marginal adaptation, and clinical survival of the materials available for in-clinic milling that allow completion of the chairside workflow for single-unit indirect restorations.

Materials and Methods: Between January and March 2025, a literature search was conducted in PubMed. Out of 188 articles reviewed, 20 met the inclusion criteria: clinical trials, case series, and in vitro studies on CAD/CAM crowns or partial restorations on a single tooth, published within the last 10 years.

Results: IPS e.max ZirCAD showed the highest fracture resistance, followed by IPS e.max CAD and Celtra Duo. Vitablocs Mark II showed the lowest fracture resistance values. In terms of flexural strength, IPS e.max ZirCAD significantly outperformed IPS e.max CAD and hybrid/resin materials (Lava Ultimate, VITA Enamic). All materials exhibited clinically acceptable marginal discrepancies. VITA Enamic and Lava Ultimate offered the best fit. Regarding clinical survival, IPS e.max CAD reached 80% at 15 years, while Celtra Duo and VITA Enamic $\geq 97\%$ at 3–5 years, although hybrid materials presented more fractures and debonding.

Conclusions: No clinically significant differences were found in terms of marginal fit among materials, but there were differences in mechanical strength and complication patterns.

Keywords: “CAD/CAM”, “Chairside”, “IPS e.max CAD”, “Cerec restoration”, “IPS e.max ZirCAD”.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1.- GENERALIDADES	1
1.2.- SISTEMAS DE IMPRESIÓN DIGITAL.....	7
1.2.1.- Sistema CEREC (Sirona Dental)	7
1.2.2.- Sistema E4D (D4D Technologies)	8
1.3.- MATERIALES	9
1.3.1.- Cerámicas.....	11
1.3.2.- Materiales de base plástica	16
1.3.3.- Materiales híbridos.....	16
1.4.- PROPIEDADES DE LOS MATERIALES	17
1.4.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura	17
1.4.2.- Resistencia a la flexión	18
1.4.3.- Adaptación marginal.....	18
1.5.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	20
1.6.- HIPÓTESIS.....	20
2. METODOLOGÍA	21
2.1.- PALABRAS CLAVE.....	21
2.2.- CRITERIOS DE INCLUSIÓN	21
2.3.- CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	21
2.4.- PREGUNTA PICO.....	22
2.5.- DIAGRAMA DE FLUJO.....	22
3. RESULTADOS	24
3.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura	24
3.2.- Resistencia a la flexión	28
3.3.- Adaptación marginal.....	30

3.4.- Supervivencia clínica.....	32
4. DISCUSIÓN	37
4.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura	37
4.2.- Resistencia a la flexión	39
4.3.- Adaptación marginal.....	40
4.4.- Supervivencia clínica.....	41
4.5.- Limitaciones y perspectivas futuras.....	42
5. CONCLUSIONES.....	43
6. BIBLIOGRAFÍA	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Ventajas de los sistemas CAD/CAM.....	3
Tabla 2. Desventajas de los sistemas CAD/CAM.....	3
Tabla 3. Tipos de preparaciones.	6
Tabla 4. Fotografías de ejemplo de bloques de distintos materiales chairside según la casa comercial.....	11
Tabla 5. Resultados de resistencia a la fractura	28
Tabla 6. Resultados de resistencia a la flexión	29
Tabla 7. Resultados de adaptación marginal.	32
Tabla 8. Resultados de supervivencia clínica.	36

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fotografías de la preparación convencional de incrustaciones.....	4
Figura 2. Fotografías de la preparación guiada por la anatomía	5
Figura 3. Clasificación de cerámicas dentales.....	7
Figura 4. Clasificación de bloques CAD/CAM	9
Figura 5. Tipos de desajuste marginal.	19
Figura 6. Diagrama de flujo.....	23

ÍNDICE DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

CAD/ CAM: en inglés *“Computer- aided design”, “Computer- aided manufacturing”*

3D: Tres dimensiones

SEPES: Sociedad Española de Prótesis, Estomatología y Estética

Y-TZP: Policristales tetragonales de zirconia estabilizados con itrio

3Y-TZP: Zirconia estabilizada con 3% de moles de itrio

PSZ: Zirconia parcialmente estabilizada

4Y-PSZ: Zirconia parcialmente estabilizada con 4% de moles de itrio

5Y-PSZ: Zirconia parcialmente estabilizada con 5% de moles de itrio

LT: Baja translucidez, en inglés *“low translucency”*

MT: Translucidez media, en inglés *“medium translucency”*

HT: Alta translucidez, en inglés *“high translucency”*

MO: Opacidad media, en inglés *“medium opacity”*

Bis-GMA: Metacrilato de glicidilo de bisfenol A, en inglés *“Bisphenol A-Glycidyl Methacrylate”*

Bis-EMA: Dimetacrilato de bisfenol A etoxilado, en inglés *“Ethoxylated Bisphenol A Dimethacrylate”*

TEGDMA: Dimetacrilato de trietilenglicol, en inglés *“Triethylene Glycol Dimethacrylate”*

UDMA: Dimetacrilato de uretano, en inglés *“Urethane Dimethacrylate”*

PMMA: Polimetilmetacrilato de metilo en inglés *“Polymethyl methacrylate”*

K_I: Intensidad del esfuerzo, en inglés *“Stress intensities”*

K_{IC}: Intensidad crítica de esfuerzo

B3B: Ensayo de flexión en 3 puntos, en inglés *“Ball on Three Balls”*

v: Velocidad

MPa: Megapascal

N: Newtons

μm: Micrómetro

Hz: Hercios

1. INTRODUCCIÓN

1.1.- GENERALIDADES

En la actualidad, las técnicas restauradoras se orientan hacia la mínima intervención con la máxima preservación del tejido dentario sano, a la vez que se devuelve la función y la estética del diente comprometido (1). Para ello disponemos de restauraciones directas e indirectas. Las restauraciones directas e indirectas se diferencian principalmente en su procedimiento clínico, lugar de confección y características mecánicas. Las restauraciones directas se realizan dentro de la cavidad oral en una sola cita. Es una técnica de restauración más rápida, que puede presentar limitaciones en cuanto a resistencia mecánica, adaptación marginal y control del estrés de polimerización. Por el contrario, las restauraciones indirectas se confeccionan de manera extraoral. La confección extraoral per se presenta una serie de ventajas como la adaptación más precisa de la restauración y la mejor forma anatómica porque permite controlar mejor los contornos y los contactos interproximales. Otra ventaja de las restauraciones indirectas es que pueden emplearse otro tipo de materiales de restauración distintos a la resina compuesta como las cerámicas. (2)

El diseño asistido por ordenador y la fabricación asistida por ordenador han cambiado la forma de trabajar en la actualidad con respecto a técnicas de confección de prótesis analógicas o tradicionales. Entiéndase por tradicionales, las técnicas que no aplican con recursos digitales. Sus siglas en inglés hacen referencia a los sistemas CAD/ CAM (*"Computer- aided design", "Computer- aided manufacturing"*). El flujo de restauraciones CAD/CAM permite que los archivos 3D escaneados por parte del clínico puedan ser enviados digitalmente al laboratorio para su diseño y fabricación. La fabricación de restauraciones puede ser completada mediante procesos aditivos o sustractivos. En los sistemas CAD/CAM, los procesos aditivos como el sinterizado, la impresión 3D y la inyección construyen la restauración capa por capa a partir de un material base, mientras que los procesos sustractivos como el fresado fabrican la restauración eliminando material de un bloque sólido. No obstante, actualmente es posible captar, diseñar, fresar y cementar restauraciones indirectas en un ámbito completamente clínico o denominado *"chairside"*, que permite diseñar, fabricar y colocar restauraciones en la

misma cita si se requiriese. La principal ventaja es el fresado de la restauración en clínica, pudiendo ser esta la restauración definitiva o una provisional (3). Este sistema ofrece una amplia variedad de materiales que requieren estudios de laboratorio in vitro y ensayos clínicos para determinar sus propiedades mecánicas y sus indicaciones. El tipo de material influye directamente en el comportamiento clínico de las restauraciones. Las resinas compuestas aplicadas de forma indirecta presentan ventajas como un menor desgaste del diente antagonista y la posibilidad de reparación, aunque muestran una durabilidad inferior en comparación con las cerámicas. Las restauraciones cerámicas, por otro lado, destacan por su estabilidad cromática, resistencia al desgaste y buen comportamiento a largo plazo, pero son más frágiles, menos reparables y pueden provocar desgaste en las piezas antagonistas. Esta comparación se establece entre resinas compuestas indirectas y materiales cerámicos, y no frente a resinas de aplicación directa, cuyas propiedades clínicas difieren. Por lo tanto, la elección del tipo de restauración y del material debe estar basada en factores clínicos como la cantidad de tejido dentario remanente, las condiciones oclusales del paciente, los requerimientos estéticos y funcionales, así como la viabilidad de mantenimiento a largo plazo. (2)

Las ventajas de los sistemas de uso en clínica o tipo *chairside* son las descritas en la tabla 1. (4)

Ventaja	Descripción
Control en el proceso de fabricación de la restauración en el ámbito clínico.	Permite un control total del proceso de diseño y fabricación de la restauración por parte del clínico. Se puede modificar en tiempo real el diseño anatómico, los puntos de contacto, la oclusión y el espesor de la restauración.
Comodidad para el paciente.	Se podrían reducir los tiempos de envío y gestión de laboratorio dental externo. Pueden no ser necesarias las restauraciones provisionales, si no se requiriesen, ya que se podrían descementar y dificultar la higiene

	del paciente produciendo irritación o sensibilidad.
La restauración en una cita permite reducir tiempos.	Se obtienen archivos STL, por lo tanto, no se basa en la obtención de modelos mediante el vaciado en escayola. Además no requiere de medios de transporte para hacer llegar el modelo al laboratorio. El paciente tiene la restauración terminada en el mismo día y se pueden realizar otros tratamientos mientras se fresa la restauración.
Reducción de costes de laboratorio.	No implica costes de envío, o por parte de laboratorio dental externo. La restauración se diseña y se fabrica directamente en clínica.

Tabla 1. Ventajas de los sistemas CAD/CAM.

Las desventajas de los sistemas tipo *chairside* son las descritas en la tabla 2 (4):

Desventajas	Descripción
Precisa de una curva de aprendizaje progresiva por parte del clínico.	Requiere tiempo hasta conseguir la implementación del sistema hasta completar el flujo de trabajo.
Requiere de una inversión económica inicial.	Es necesaria una unidad de fresado y el software de diseño con sus actualizaciones correspondientes.
Desafío en la estética y en la elección de los materiales.	Existe una amplia variedad de materiales disponibles para bloques de fresado <i>chairside</i> . Es necesario conocer las propiedades de estos materiales para elegir el más indicado en cada caso.

Tabla 2. Desventajas de los sistemas CAD/CAM.

El abanico de posibilidades en cuanto a las indicaciones de prótesis fija sobre dientes que se pueden diseñar y fabricar siguiendo un flujo *chairside* va desde restauraciones indirectas de cobertura o localización parcial hasta coronas de recubrimiento total. Por lo general, las restauraciones adhesivas cementadas o incrustaciones estarían más indicadas en cavidades de extensión mesiodistal o vestibulo-palatina en las que es necesaria la protección cuspídea para evitar la flexión y fractura del diente. También están indicadas en casos de superficies oclusales con desgaste o biocorrosión o en casos de restauraciones múltiples por necesidad de aumentar la dimensión vertical. (5)

La preparación convencional de incrustaciones está basada en los principios de retención mecánica: tallado con paredes axiales divergentes de 6-10°, ángulos internos redondeados, márgenes definidos y presencia de hombros con el objetivo de proporcionar una cavidad retentiva para la restauración. A medida que se estudiaron los principios de la adhesión, fue posible el diseño de preparaciones más conservadoras. (5)

La técnica de preparación guiada por la morfología del diente se presenta como alternativa a la preparación convencional. Esta técnica de preparación requiere del empleo de materiales de restauración compatibles con principios adhesivos. Conlleva una reducción anatómica oclusal según la forma natural de las cúspides. Preserva el esmalte periférico y minimiza la exposición dentinaria (5). Las figuras 1 y 2 y la tabla 3 permiten visualizar los tipos de preparaciones.



Figura 1. Fotografías de la preparación convencional de incrustaciones según el artículo de Veneziani y colaboradores. (5)



Figura 2. Fotografías de la preparación guiada por la anatomía según el artículo de Veneziani y colaboradores. (5)

Basándose en los principios de adhesión, las incrustaciones se pueden considerar una alternativa más conservadora que las coronas de recubrimiento total en los casos donde se conserva una parte significativa de estructura dentaria, se puede realizar una preparación adhesiva adecuada y no hay riesgo biomecánico. Por el contrario, las restauraciones de recubrimiento total están indicadas en dientes con una pérdida de estructura superior al 50% del volumen coronario, cuando no se cuenta con paredes remanentes o cuando existe un compromiso funcional (6). Tradicionalmente este tipo de restauraciones se realizaban a base de materiales metálicos y/o cerámicos. El aumento en el uso de los materiales cerámicos se debe a los avances recientes que han optimizado su resistencia mecánica, además de las ventajas en cuanto a las propiedades ópticas que pueden favorecer la estética en situaciones de alto requerimiento. La posibilidad de prescindir de materiales metálicos ofrece mejoras potenciales en cuanto a la capacidad de imitar la estructura dental en cuanto al paso de luz y la translucidez (7). La translucidez hace referencia al paso de luz a través de las restauraciones, que puede dispersarse o reflejarse. Cuando aumenta la translucidez, aumenta el paso de luz a través de la restauración. A su vez, condiciona las propiedades visuales ya que está influida por el grosor de la restauración. (8)

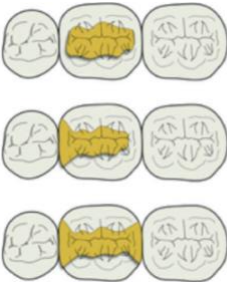


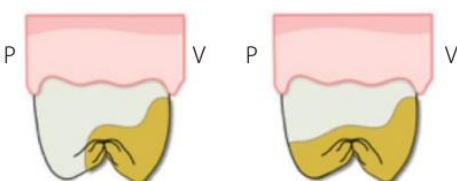
Preparación	Fotografía
<i>Inlay</i> : sin cobertura de las cúspides	
<i>Onlay</i> : cobertura parcial de cúspides	
<i>Overlay</i> : cobertura total de cúspides	
Carilla oclusal (<i>table-top</i>): cobertura oclusal parcial	
<i>Veneerlay</i> : cobertura oclusal y vestibular	

Tabla 3. Tipos de preparaciones. Fotografías de la guía de la Sociedad Española de Prótesis, Estomatología y Estética (SEPES) de tratamiento del sector posterior con restauraciones adhesivas CAD/CAM. (9)

Esta revisión sistematizada tiene como objetivo la comparación de distintos materiales de restauración indirecta que permiten su fresado en clínica.

El tipo de restauraciones que pueden realizarse con un sistema *chairside* está determinado por las características del material elegido, las dimensiones de la fresadora y el tamaño del bloque del material utilizado (10). Los bloques se distribuyen en tres tamaños: bloques A (bloques pequeños, como A12-A14, con dimensiones de 14 × 12 × 12 mm), pensados para carillas, *inlays* u *onlays*; bloques C (son bloques estándar como

C14-C16, con dimensiones de 14-16 × 14 × 18 mm), son la opción para coronas unitarias y *onlays*; y bloques B (bloques grandes, por ejemplo B32-B55, con dimensiones de 32-55 × 19 × 15-19 mm), reservados a puentes de 2-3 unidades o provisionales de arcada corta. El tamaño del bloque A-B-C condiciona las propiedades mecánicas y la indicación clínica de cada restauración. El volumen del bloque influye directamente en la resistencia biaxial de los materiales *chairside*. Un bloque sobredimensionado aumenta el tiempo de fresado y el desperdicio de material, mientras que uno pequeño puede limitar el diseño de márgenes y contactos. (11)

Los materiales más usados en estos sistemas son las cerámicas dentales. Según la clasificación propuesta por Gracis (12), las cerámicas dentales se agrupan en tres categorías basadas en su composición química: cerámicas de matriz vítrea, cerámicas policristalinas y cerámicas con matriz de resina, como se observa en la figura 3.

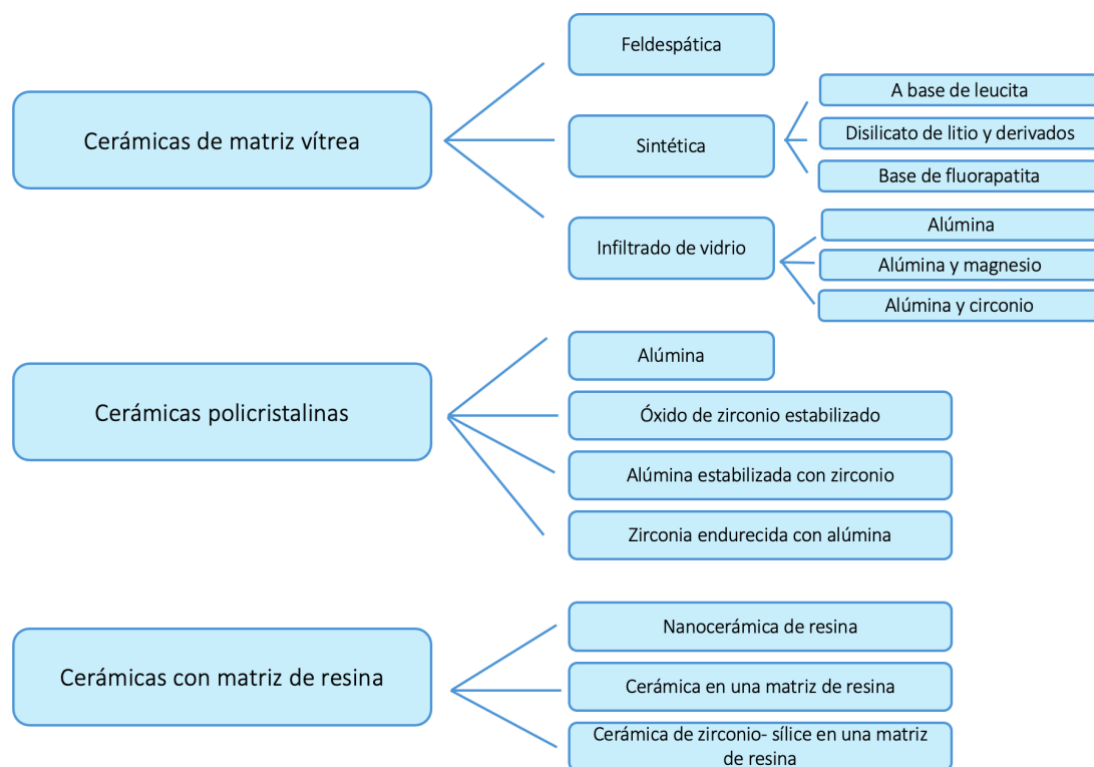


Figura 3. Clasificación de cerámicas dentales. (12)

1.2.- SISTEMAS DE IMPRESIÓN DIGITAL

1.2.1.- Sistema CEREC (Sirona Dental)

El doctor Mörmann desarrolló el sistema CEREC en 1985. La primera generación de productos, CEREC1, se basaba en una visión bidimensional que permitía fabricar

únicamente incrustaciones (*inlays* y *onlays*) para su cementación inmediata. Se basaba en la identificación de los márgenes y contactos interproximales. Contaba con la fresadora CEREC 1, una unidad integrada de escaneado y fresado. La fresa se desplaza en 3 ejes (X-Y-Z) y el bloque no rotaba. El sistema CEREC 2 seguía siendo bidimensional, pero permitió diseñar coronas de recubrimiento total (13). La fresadora CEREC 2 también era una unidad integrada de escaneado y fresado. La fresadora tenía 6 ejes. La primera generación tenía mayor desajuste marginal y mayor porcentaje de fracturas en comparación con la CEREC2. Permitía mejorar la estética usando tintes. (14)

Mediante sucesivas mejoras en su software y hardware, el sistema ha evolucionado hasta alcanzar su tercera generación, CEREC 3, la cual posibilita la elaboración de carillas cerámicas, coronas, *inlays*, *onlays* y puentes de hasta tres unidades. La fresadora es la *Compact Mill* de 6 ejes. (7).

La cuarta generación corresponde al sistema CEREC AC *Bluecam*, el cual emplea luz azul visible generada por un diodo LED. Este dispositivo captura imágenes individuales mediante fotografía y es necesario aplicar polvo de dióxido de titanio sobre la superficie del diente con el fin de lograr una dispersión uniforme de la luz. La fresadora es la CEREC MC XL. El sistema CEREC AC *Omnicam* utiliza una técnica de escaneo continuo para generar modelos 3D. Es una luz blanca y no requiere aplicar polvo sobre el diente. La fresadora es la CEREC MC, MC X y MC XL Premium. (15). Por último, CEREC *Primescan* incorpora el software CEREC 5 con una pantalla y panel táctil. Cuenta con una profundidad de escaneo hasta 20 mm y tiene un diseño más ergonómico en comparación con diseños anteriores. La fresadora es la CEREC Primemill. Desde la cuarta generación de sistemas CEREC, las fresadoras han tenido 4 ejes. La pieza se desplaza en los ejes X-Y-Z, pero añade la rotación del bloque. (16).

Los sistemas CEREC se componen del escáner intraoral, el software de diseño y la fresadora en clínica. El escáner intraoral es la herramienta de digitalización.

1.2.2.- Sistema E4D (D4D Technologies)

El sistema Planmeca fue desarrollado por D4D Technologies (Richardson, TX) y se introdujo en 2008. Este sistema se basa en tecnologías de tomografía de coherencia óptica y microscopía confocal. Emplea un láser rojo como fuente de luz y utiliza

microespejos para la captura de imágenes, sin necesidad de aplicar polvo durante el escaneo intraoral. Es un sistema cerrado. (15) Se utiliza en un flujo de trabajo chairside con el escáner intraoral PlanScan y la unidad de fresado PlanMill. (17)

1.3.- MATERIALES

Las cerámicas feldespáticas son las primeras que se utilizaron, pero a la hora de fabricar restauraciones parciales en sectores posteriores son susceptibles de fracturas del material en función del espesor y cargas. Por este motivo se empezaron a utilizar las cerámicas de vidrio reforzadas con leucita, las cerámicas de disilicato de litio o la cerámica de silicato de litio reforzada con zirconio (18). Para conseguir un fresado más rápido, alguno de estos materiales se comercializa en un estado precristalizado. Requieren de una cristalización posterior para conseguir las propiedades estéticas y mecánicas óptimas. (19)

Las resinas se han utilizado como alternativa a las cerámicas. Aunque son más blandas y por lo tanto menos resistentes mecánicamente, a cambio se deforman antes de fracturarse. Para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas, se han incorporado a ellas partículas de cerámica. (19)

Los materiales disponibles para fabricación de restauraciones mediante los sistemas de tipo *chairside* se encuentran detallados en la tabla 4 y la figura 4.

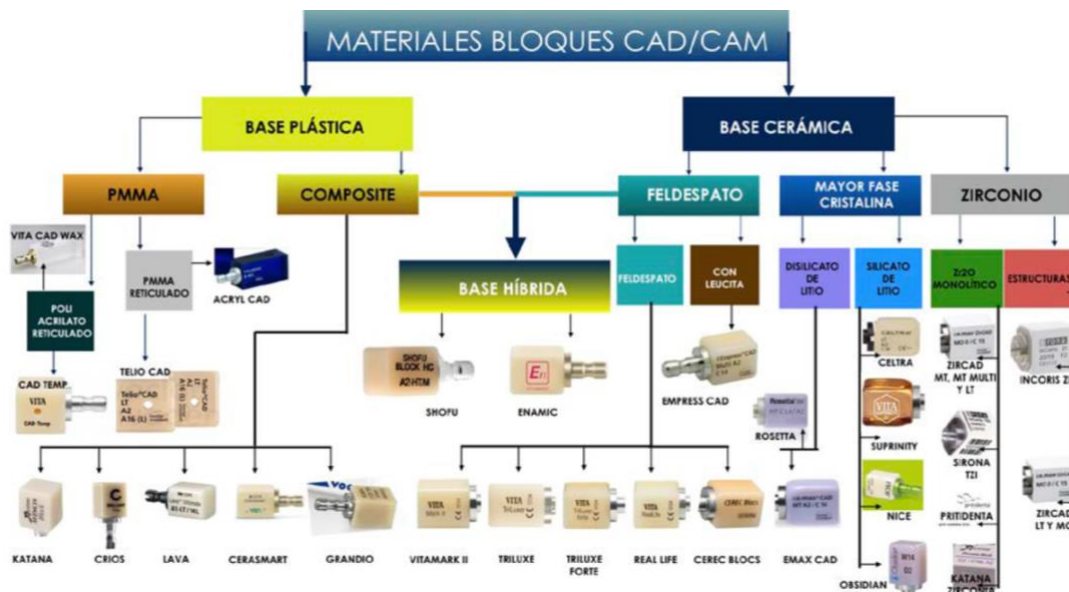














Figura 4. Clasificación de bloques CAD/CAM obtenida de la tesis doctoral de Cristian Abad. (20)

Material	Marca comercial
Cerámica feldespática	<p>Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik)</p>  <p>Vitablocs RealLife (VITA)</p> 
Cerámica vítrea con leucita infiltrada	<p>IPS empress CAD (Ivoclar Vivadent)</p> 
Disilicato de litio	<p>IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)</p>  <p>Amber Mill (Hass)</p>  <p>Tessera (Dentsply Sirona)</p> 
Silicato de litio reforzado con zirconio	<p>VITA Suprinity</p>  <p>Celtra Duo (Dentsply Sirona)</p> 
Dióxido de zirconio	<p>CEREC Zirconia (de Dentsply)</p>  <p>IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)</p> 
Materiales de base plástica	<p>Telio CAD (Ivoclar Vivadent)</p> 
Materiales híbridos	<p>Lava Ultimate (3M)</p> 



	<p>Cerasmart (GC)</p> 
	<p>Enamic (VITA)</p> 

Tabla 4. Fotografías de ejemplo de bloques de distintos materiales chairside según la casa comercial.

1.3.1.- Cerámicas

Cerámica feldespática

En las cerámicas feldespáticas predomina la fase vítrea, que proporciona la translucidez. Se utilizan en carillas, coronas de recubrimiento total y restauraciones parciales como *inlays* y *onlays* (7). Las propiedades ópticas que configuran este material hacen posible una mimetización con respecto a un diente natural con respecto al paso de luz a través de este, por esta misma razón, no se recomienda su aplicación en preparaciones con sustrato de características cromáticas desfavorables o, con núcleos metálicos.

Se pueden fabricar en bloques de un solo tono, en bloques con cuatro colores diferentes o en bloques con un núcleo de dentina rodeado por esmalte (19).

Los bloques Cerec (Sirona), los Vitablocs Mark II (VITA) o los bloques cerámicos VITABLOCS RealLife (VITA) son ejemplos de cerámicas feldespáticas con capas dispuestas a base de diferentes intensidades de color. Los bloques multicapa ofrecen resultados estéticos óptimos gracias a la combinación del núcleo de dentina y la capa de esmalte, lo que confiere una apariencia similar a la del diente natural (7)

Cerámica vítrea con leucita infiltrada

Las cerámicas vítreas con infiltración de leucita se producen en un estado vítreo inicial. Tras un tratamiento térmico se produce la cristalización parcial y este proceso permite que se generen cargas cristalinas a partir de una desvitrificación de la matriz vítrea dando lugar a una microestructura de grano fino. Este proceso es la ceramización. (19) En comparación con las cerámicas feldespáticas tradicionales, presenta mayor resistencia preservando a su vez la translucidez que proporciona la fase vítrea de esta combinación.

Por ello está indicada para coronas anteriores o incrustaciones en dientes posteriores. Se encuentra en bloques ProCAD (Ivoclar Vivadent) o IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent). (10). Los bloques de ProCAD están compuestos por cristales de leucita distribuidos homogéneamente y disponen de una gama de tonos y niveles de translucidez limitada. Su sucesor es el IPS Empress CAD, que está compuesto por una microestructura optimizada que mejora la distribución de cristales y está disponible en distintos tonos y niveles de translucidez. (21)

Disilicato de litio

Se caracteriza por su alta resistencia a la flexión. Un ejemplo es la cerámica IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), diseñada para sistemas CAD/CAM, la cual alcanza una resistencia a la flexión de 350 MPa. Se fabrica en un estado parcialmente cristalizado de color púrpura, que facilita el desgaste y su fresado por la fresadora en clínica. Después necesita un ciclo de cocción en un horno cerámico para transformar el metasilicato en disilicato de litio (22).

Está indicado en carillas, incrustaciones (tipo *onlay* u *overlay*), coronas unitarias y puentes cortos (10,23). Se encuentran en distintos tonos y diferentes niveles de translucidez: bloques de baja translucidez (bloques LT, *low translucency*), translucidez media (bloques MT, *medium translucency*), de alta translucidez (bloques HT, *high translucency*) y de opacidad media (bloques MO, *medium opacity*). (8)

El Amber Mill (Hass) es un disilicato de litio precristalizado que tiene una resistencia de 300 MPa, indicado para carillas, *onlays*, coronas o puentes anteriores de 3 piezas (22). Permite modificar la translucidez dentro de un solo bloque mediante la cristalización a través de diferentes temperaturas de cocción. Se encuentra en bloques LT, MT, HT y MO. (8)

El CEREC Tessera (Dentsply) es un bloque de disilicato de litio CAD/CAM que también lleva virgilita, silicato de aluminio y litio en su composición. Destaca por su rápido proceso de cocción. (22) Se encuentra en bloques LT y HT. (8)

Los 3 bloques anteriores necesitan el proceso de cocción en un horno para terminar la cristalización.

Los bloques de Initial LiSi Block (GC) no requieren tratamiento térmico posterior para alcanzar la cristalización, en este sentido reduce el tiempo de trabajo una vez fresados. Están indicados en restauraciones unitarias. Se encuentra en bloques LT y HT. (8)

Silicato de litio reforzado con zirconio

Fue desarrollado con el objetivo de mejorar las desventajas del disilicato de litio. Se incorporan a la matriz vítrea cristales de silicato de litio, que son más pequeños que los del disilicato de litio, y un 10% de zirconio tetragonal que aporta mayor resistencia. El vidrio aporta una alta translucidez, pero su fragilidad y su baja resistencia a la fractura, hacen que se requiera una unión adhesiva. (10)

La zirconia inhibe el crecimiento de los cristales, manteniendo una estructura con cristales de menor tamaño. Esto proporciona propiedades mecánicas similares a las cerámicas de disilicato de litio. La gran cantidad de matriz vítrea proporciona propiedades estéticas aceptables. Como resultado de su microestructura, en comparación con el disilicato de litio es fresado en tiempos más reducidos y dispone de una capacidad de pulido superior. (24)

Se encuentran disponibles en bloques presinterizados como el VITA Suprinity o en bloques sinterizados como el Celtra Duo (Dentsply Sirona). Ambos materiales tienen una composición similar. El Celtra Duo se comercializa completamente cristalizado y no necesita un tratamiento térmico posterior en un horno. En cambio, el VITA Suprinity se comercializa parcialmente cristalizado y necesita ciclo de cristalización corto en un horno para terminar la cristalización. (24) Los bloques presinterizados son más fáciles de fresar y de pulir. (22) Los bloques de Celtra Duo están disponibles con translucidez HT y LT. Los de VITA Suprinity se encuentran en bloques HT y T. (8)

Dióxido de zirconio

Es una cerámica CAD/CAM basada en un óxido metálico policristalino de alta resistencia. La zirconia se encuentra en 3 posibles estructuras cristalinas que influyen en sus propiedades mecánicas y estéticas: cúbica, tetragonal y monoclinica. Se utiliza normalmente en su fase tetragonal o cúbica. En la fase cúbica presenta una mayor translucidez, mientras que en la tetragonal es más resistente a la fractura. La zirconia

tetragonal se estabiliza con itrio para aportar una mayor translucidez. Cuanto mayor porcentaje de itrio, será más translúcido y menos resistente. (22).

Los policristales tetragonales de zirconia estabilizados con itrio (Y-TZP) pueden transformarse en la fase monoclinica en presencia de tensiones localizadas causadas por fuerzas oclusales excesivas o el desgaste. Esta transformación genera tensiones que aumentan la resistencia a la propagación de grietas. (25)

La zirconia más utilizada era la estabilizada con un 3% de moles de itrio (3Y-TZP). Para utilizar esta zirconia en estructuras monolíticas y obtener una buena estética, se intentó mejorar su translucidez. A medida que se aumenta la concentración de itrio, aumenta la fase cúbica y aumenta translucidez. Esto conlleva que se formen cristales tetragonales que no se pueden transformar y pierden la capacidad de pasar a la fase monoclinica. Si el porcentaje de moles de itrio supera el 8%, pasa de ser una zirconia tetragonal a ser completamente cúbica. (25)

La tercera generación de zirconia dental es la zirconia parcialmente estabilizada (PSZ). Tiene mayor contenido de itrio con una microestructura de cristales tetragonales y cúbicos. Contiene entre un 4 y 6% de moles de itrio. El 4Y-PSZ contiene un 4% de moles de itrio. En comparación con Y-TZP tiene una translucidez superior y una resistencia mecánica disminuida. La 5Y-PSZ surgió para aumentar todavía más la translucidez y contiene 5% de moles de itrio. Aumenta un 30% la translucidez en comparación con Y-TZP, pero la resistencia mecánica disminuye significativamente un 50%. (25)

Los distintos tipos de zirconia (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ) se comercializan en bloques para tecnología CAD/CAM. Existen bloques para restauraciones monolíticas que tienen una composición uniforme con distintos pigmentos a lo largo de las capas. Las multicapas aumentan las aplicaciones clínicas de la zirconia dental y se puede terminar con una capa de glaseado para conseguir el color deseado. El problema es que la capa de maquillaje o glaseado se desgasta con el tiempo. La cuarta generación de zirconia cuenta con estas capas policromáticas. Las capas superiores son más translúcidas para imitar el esmalte, mientras que las capas inferiores son más opacas para imitar la dentina. En las capas inferiores disminuye el contenido en itria para aumentar la resistencia. (25)

Las primeras generaciones no son translúcidas y por lo tanto, se utilizaba recubierto por una porcelana feldespática. Las últimas generaciones son más translúcidas y se utilizan de forma monolítica. Dentro de sus propiedades se encuentra la alta dureza superficial, por ello necesita un buen pulido para no producir desgaste en el diente antagonista. La zirconia monolítica ha reducido los tiempos de laboratorio al no requerir de la fase de estratificación. Desde el punto de vista de la preparación dentaria, permite preservar mayor estructura porque acepta menores espesores de material. Asimismo, la evolución de los sistemas CAD/CAM ha contribuido a mejorar la adaptación marginal de las restauraciones fabricadas con este material. Cuenta con una resistencia mecánica superior a las cerámicas de recubrimiento que tienen más riesgo de desprenderse o *chipping*. El *chipping* es un fallo mecánico en el que se produce un desprendimiento o fractura de una parte localizada de la cerámica, normalmente la parte de recubrimiento, sin que se comprometa toda la estructura restauradora. (24)

Es posible disponer de bloques de zirconio para sistemas *chairside* como CEREC Zirconia (de Dentsply) o el IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent). Se fresan a partir de bloques que están presinterizados y tienen una dimensión ligeramente mayor a la restauración final. De esta forma se compensa la contracción que sufre el material durante la sinterización después del fresado. (10) El IPS e.max ZirCAD no contiene fase vítrea. Por lo tanto es más resistente a la fractura, pero presenta menor translucidez en comparación con las cerámicas vítreas. (23)

El IPS e.max ZirCAD MO/LT es de la generación de 3Y-TZP optimizada para ganar más translucidez. El IPS e.max ZirCAD MT es 4Y-PSZ. Dentro de las posibilidades de bloques multicapa hay opciones con 2 capas diferenciadas o con capas de distinto gradiente de color. Con 2 capas diferenciadas se encuentra el IPS e.max ZirCAD MT Multi que cuenta con una capa superior más translúcida de 5Y-PSZ y una capa inferior de 4Y-PSZ. El IPS e.max ZirCAD Prime tiene una zona de transición para que el cambio de color sea continuo: cuenta con una base de 3Y-TZP de mayor resistencia, la zona de transición y una parte superior de 5Y-PSZ de mayor translucidez. (25)

1.3.2.- Materiales de base plástica

Las restauraciones directas de resina son susceptibles de desgaste, pérdida del pulido de la superficie e inestabilidad del color. Por estos motivos, se empezaron a realizar restauraciones indirectas de resina mediante fabricación CAD/CAM en clínica. Presentan ventajas como la durabilidad, las propiedades de flexión mejoradas y la baja abrasividad en comparación con la cerámica (6). Permiten obtener una anatomía oclusal más precisa, así como un control superior de los perfiles de emergencia y de los puntos de contacto, en comparación con las restauraciones realizadas directamente con resina compuesta. (5). La polimerización es más completa y se produce menor contracción por polimerización. Además se pueden reparar a nivel intraoral con materiales fotopolimerizables. Se fabrican a mayor velocidad que las cerámicas dentales ya que no necesitan el proceso de cocción (22).

Paradigm MZ100 (3M) fue una de las primeras resinas para bloques CAD/CAM. Tiene una resistencia a la flexión de 157 MPa. En su composición tiene un 85% de relleno de zirconia de sílice. (7) Tiene una resistencia mecánica mayor que las resinas compuestas convencionales. (21)

Tetric CAD (Ivoclar Vivadent) es otra resina compuesta para bloques CAD/CAM. Es un composite estético que presenta una matriz de resina compuesta por Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA y UDMA. Según el fabricante su resistencia a la flexión es de 273,8 MPa. (13)

Grandio Blocs (VOCO, Cuxhaven, Alemania) son bloques CAD/CAM para flujo *chairside* que combinan un 86% de relleno nanohíbrido con matriz UDMA. Se considera un composite de alta carga. (26)

El Telio CAD (Ivoclar Vivadent) se fabrica en bloques de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) y sirve para prótesis provisionales de larga duración. En comparación con las resinas convencionales, tienen una menor contracción de polimerización. Se prepolimerizan sin la incorporación de rellenos y se almacenan hasta su uso. Tiene una resistencia a la flexión de 130 MPa. (22)

1.3.3.- Materiales híbridos

Pueden clasificarse en: resinas nanocerámicas y cerámicas vítreas en matriz de resina.

Resinas nanocerámicas.

Las cerámicas a base de resina contienen una matriz de polímero con partículas de relleno de cerámica. Tienen mayor capacidad de carga y mejor módulo de elasticidad (10). Los bloques de Lava Ultimate (3M) fueron los primeros en fabricarse. Su composición es una matriz de resina con partículas de sílice (20 nm) y zirconio (4 a 11 nm). Tiene una resistencia a la flexión de 200 MPa. La ventaja frente a las resinas es que consigue un acabado superficial de alto brillo (22). Se han utilizado para incrustaciones, pero no se recomiendan para coronas posteriores porque tiene menos resistencia que los materiales totalmente cerámicos. (23)

El Cerasmart (GC) es otra nanocerámica. Es un bloque de matriz de resina con relleno de sílice y vidrio. Está indicado para incrustaciones o coronas de un solo diente.

PICN (red de cerámica infiltrada con polímero).

El Enamic (VITA) es una cerámica híbrida. Contiene una cerámica reforzada con leucita y circonio y está infiltrada por resina. Su resistencia a la flexión es de 130 MPa. (24) Tiene mayor flexibilidad y resistencia a la fractura que los materiales totalmente cerámicos. Está indicada para restauraciones unitarias. (23)

1.4.- PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

1.4.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura

Es necesario comprender el comportamiento mecánico de los distintos materiales para seleccionar el más indicado para cada caso clínico. (20)

Estas propiedades se ven influenciadas por el contacto de los materiales con el medio oral a lo largo del tiempo. Por lo tanto, están relacionadas con la fatiga y la posible degradación química. Para estudiar cómo influye el paso del tiempo en las restauraciones se ha definido el término crecimiento subcrítico de grietas. Las pequeñas grietas que se encuentran en el interior de los materiales pueden propagarse lentamente si se producen esfuerzos menores pero continuados en el tiempo.

La intensidad del esfuerzo (en inglés stress intensities, siglas K_I) es la cantidad de tensión que se ejerce sobre la grieta de un material. En cambio, la intensidad crítica de esfuerzo (K_{IC}) es la fuerza mediante la cual se fracturaría el material de forma rápida e inmediata.

Es lo que se conoce como resistencia a la fractura. Para estudiarlo se realizan pruebas de fatiga cíclica que combinan el desgaste mecánico y la corrosión que se produce en el medio oral. Las grietas normalmente crecen de forma gradual y por lo tanto el esfuerzo del material está por debajo del nivel crítico. El material va perdiendo las propiedades mecánicas y falla gradualmente, no de forma instantánea. (27)

1.4.2.- Resistencia a la flexión

Se entiende por resistencia a la flexión al esfuerzo máximo que soporta un material antes de deformarse plásticamente o de fracturarse. Es una propiedad mecánica que influye en las cerámicas dentales, ya que son más frágiles a la tensión que a la compresión. Conocer la resistencia a la flexión, permite predecir su comportamiento clínico. (28)

Existen diferentes formas de evaluar la resistencia a la flexión: ensayo de flexión en tres puntos, en 4 puntos y ensayo de flexión biaxial. (29) El ensayo de flexión en 3 puntos (Ball on Three Balls, B3B) es una prueba muy utilizada por su estandarización. La muestra se coloca sobre una bola que hace de soporte. Sobre la muestra del material se colocan tres bolas que forman un triángulo. Entonces se ejerce una carga hasta fracturar la muestra. Es un método que disminuye los errores causados por la fricción entre la muestra y el soporte. (11)

1.4.3.- Adaptación marginal

La adaptación marginal de las restauraciones es esencial para su durabilidad a largo plazo. La discrepancia marginal puede causar la disolución del cemento, con la consiguiente microfiliación y acumulación de placa a nivel gingival. Provoca repercusiones sobre los tejidos periodontales con inflamación gingival y sobre el tejido dentario pudiendo llegar a una lesión pulpar. (30)

La forma de medir el nivel de adaptación marginal es mediante la discrepancia marginal y la discrepancia marginal absoluta. La primera se mide de forma perpendicular desde el margen cervical de la restauración hasta el margen de la preparación. Si hay discrepancia significa que parte del cemento se encuentra expuesto al medio oral y puede provocar la microfiliación. La segunda combina el ángulo de la discrepancia marginal y el error en la extensión causado porque la restauración se encuentre sobre extendida o subextendida. (30) Ambos tipos se aprecian en la figura 5. La sobre-

extensión se asocia al acúmulo de placa y los problemas periodontales, mientras que la sub-extensión a la microfiltración y las caries recurrentes. (31)

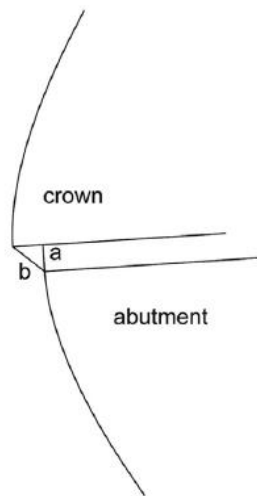


Figura 5. Tipos de desajuste marginal. Discrepancia marginal (a) y discrepancia marginal absoluta (b) según el artículo de Dolev y colaboradores (30)

1.5.- JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Justificación

En los últimos años, los sistemas CAD/CAM han experimentado una notable evolución. Esta tecnología ha ampliado significativamente las posibilidades terapéuticas en odontología restauradora, haciendo posible diseñar y fabricar, en un único acto clínico, desde carillas hasta coronas y restauraciones de recubrimiento parcial como *inlays*, *onlays* y *overlays*. Este avance ha ido acompañado de un crecimiento en la oferta de materiales restauradores disponibles para fresado digital. Actualmente, existe una amplia variedad de bloques cerámicos con propiedades mecánicas y ópticas diversas. Esta diversidad plantea un reto significativo: la correcta selección del material en función de cada situación clínica.

Es imprescindible analizar las propiedades mecánicas de los principales materiales restauradores CAD/CAM utilizados en flujos *chairside*, establecer diferencias relevantes entre ellos, y relacionarlas con sus indicaciones clínicas.

Objetivo primario

El objetivo principal es comparar los distintos bloques de materiales *chairside* en cuanto a las siguientes propiedades mecánicas: resistencia a la fractura, resistencia a la flexión y adaptación marginal.

Objetivo secundario

Evaluar la longevidad de las restauraciones en relación con la presencia de complicaciones técnicas.

1.6.- HIPÓTESIS

- No existen diferencias entre los distintos bloques de materiales *chairside* con respecto a la resistencia a la fractura.
- No existen diferencias entre los distintos bloques de materiales *chairside* con respecto a la resistencia a la flexión.
- No existen diferencias entre los distintos bloques de materiales *chairside* con respecto a la adaptación marginal.

2. METODOLOGÍA

2.1.- PALABRAS CLAVE

La búsqueda de información para realizar esta revisión sistemática ha sido mediante la base de datos electrónica general Pubmed (Medline). Para realizar la búsqueda se han utilizado distintos términos MeSH combinando los operadores booleanos *AND*, *OR*, *NOT*.

Las palabras clave utilizadas fueron:

- *"Computer-aided design", "CAD/CAM", "computer-aided design and computer-aided manufacturing".*
- *"Chair-side restoration".*
- *"Chair-side Zirconia", "monolithic zirconia", "zirconium", "zirconium oxide", "IPS e.max ZirCAD".*
- *"Chair-side Lithium disilicate", "IPS e.max CAD", "Amber Mill", "Tessera".*
- *"Crowns", "fixed dental prosthesis", "partial restoration".*
- *"Survival rate", "longevity".*
- *"Clinical trials", "followup studies".*

2.2.- CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Series de casos de pacientes tratados con restauraciones mediante flujo *chairside*
- Estudios con diseños de ensayos clínicos y ensayos clínicos aleatorizados
- Estudios de cohortes prospectivos
- Meta- análisis, revisiones y revisiones sistemáticas
- Artículos publicados en los últimos 10 años
- Estudios realizados en adultos
- Comparación entre los distintos materiales
- Coronas, incrustaciones o carillas realizadas mediante flujo *chairside*

2.3.- CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Artículos sin resumen.
- Artículos publicados antes de 2014.
- Restauraciones fijas sobre implantes.

2.4.- PREGUNTA PICO

PICO hace referencia a la población, intervención, comparación y desenlace.

- P- población: restauración fija unitaria de recubrimiento parcial o completa sobre diente.
- I- intervención: material de restauración disponible en bloques para flujo *chairside* o de fresado en clínica.
- C- comparación: distintos materiales cerámicos.
 - Cerámica feldespática: Vitablocs Mark II
 - Disilicato de litio: IPS e.max CAD, Amber Mill, Tessera, Initial LiSi Block
 - Silicato de litio reforzado con zirconio: Celtra Duo, VITA Suprinity
 - Dióxido de zirconio: IPS e.max ZirCAD
 - Resinas: Tetric CAD, Grandio Blocs
 - Resinas nanocerámicas: Lava Ultimate, Cerasmart
 - Cerámica infiltrada con polímero: VITA Enamic
- O- *outcome* o desenlace: propiedades mecánicas de cada uno de los materiales (resistencia a la fractura, resistencia a la flexión y adaptación marginal); las complicaciones mecánicas, así como su supervivencia a largo plazo.

Las revistas utilizadas han sido principalmente “*Journal of Prosthetic Dentistry*”, “*The International Journal of Prosthodontics*”, “*Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*”, “*Dental Materials*” y “*Clinical Oral Investigations*”.

El proceso de selección de los artículos tiene dos fases: un primer cribado en función del título y resumen; después cribado tras la lectura del texto completo. En primer lugar se descartan artículos que no cumplan con los criterios de inclusión y después se descartan los que formen parte de los de exclusión. En total se incluyen 20 artículos como se detalla en el diagrama de flujo (figura 6).

2.5.- DIAGRAMA DE FLUJO

La búsqueda se realizó en la base de datos PubMed y se empezó en enero de 2025, finalizándose en marzo de 2025. De los 188 artículos encontrados, se leyeron el título y el *abstract* para determinar su relevancia en el estudio. De los 188 encontrados, se

seleccionaron 35 artículos para estudiarlos a texto completo. Finalmente, tras aplicar los criterios de inclusión y de exclusión, se incluyeron en la revisión 20 artículos. En la figura 6 se especifican los pasos que se emplearon para escoger los artículos de la revisión.

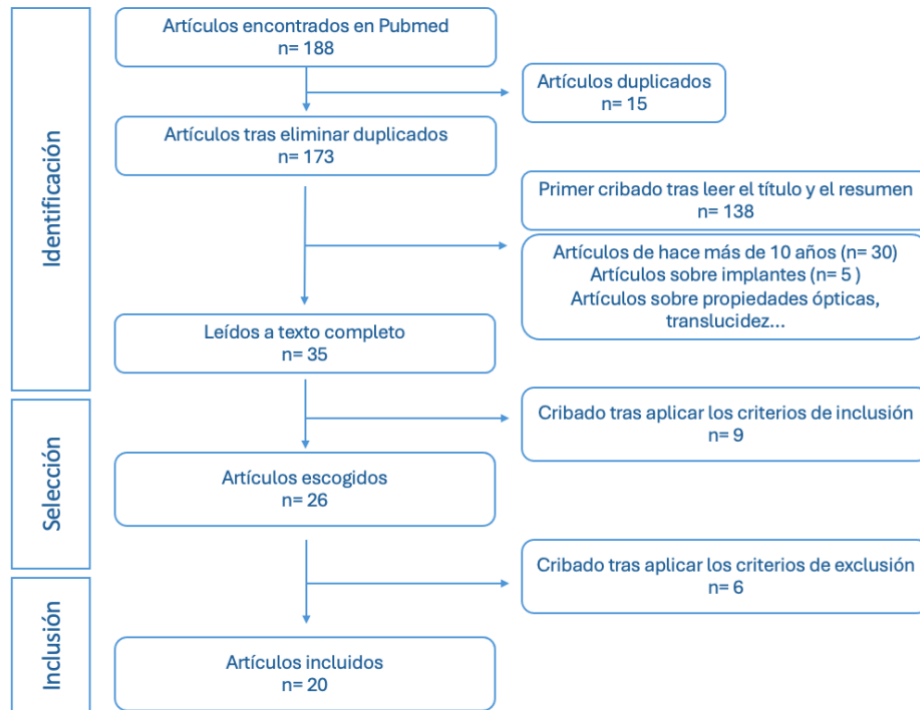


Figura 6. Diagrama de flujo. Pasos que se emplearon para escoger los artículos.

3. RESULTADOS

3.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura

El estudio de Wendler y colaboradores (27) analiza la resistencia a la fatiga de IPS e.max CAD, VITA Suprinity, CeltraDuo, IPS e.max ZirCAD, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II, Lava Ultimate y Enamic a los que les son aplicadas cargas de forma progresiva hasta determinar el esfuerzo máximo que pueden soportar antes de fracturarse. Se emplean 30 muestras de cada material bajo cargas cíclicas a 5 Hz (hercios) para los composites de resina y a 10 Hz para el resto de los materiales. Se analiza el número de ciclos hasta su fractura y en caso de resistir, la prueba se detenía a los 500.000 ciclos. Estudian cómo los materiales se desgastan y fracturan con el tiempo.

Relacionan la intensidad del esfuerzo (K_I) y la velocidad (v) a la que se propaga la grieta. En función de estos parámetros estudian el valor n (es la pendiente de la curva v - K_I). Concluyen que los materiales con curvas más inclinadas (alto n), son menos propensos a la propagación de las grietas. Estos son el IPS e.max ZirCAD y el IPS Empress CAD que obtuvieron valores de n de 33,5 y 32, 8 respectivamente.

También usan una ecuación matemática llamada Ley de Paris para describir el crecimiento de las grietas. Extrapolan los cálculos para predecir la resistencia de los materiales en MPa en el momento inicial, al año, a los 5 años, a los 10 años y a los 50 años. El más resistente es el IPS e.max ZirCAD con valores iniciales de 1200 MPa.

En el estudio de Badawy y colaboradores (32) también analizan la resistencia a la fractura (representada como K_{IC} , intensidad de carga máxima). Lo miden en $\text{MPa} \times \text{m}^{1/2}$. Se aplicaron cargas compresivas, generando fuerzas de tracción en los siguientes materiales: Celtra Duo con proceso de cocción, Celtra Duo sin cocer, IPS e.max CAD cristalizado, IPS e.max CAD sin cristalizar, Lava Ultimate, VITA Enamic, Vita Mark II. El Celtra Duo cocido fue el más resistente ($2,65 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$) seguido del IPS e.max CAD cristalizado ($1,88 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$). Los bloques Vita Mark II fueron los menos resistentes ($0,73 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$).

Jurado y colaboradores (33) analizaron la resistencia a la fractura de carillas de disilicato de litio: IPS e.max CAD, Amber Mill, Cerec Tessera y GC Initial LiSi Block. Se sometieron a

un proceso de termociclado que simulaba el comportamiento que tendrían las carillas en boca durante años (5000 ciclos de 5°C y 55°C). Después se aplicó una carga vertical y se determinó cuánta fuerza podían soportar en Newtons (N) antes de la fractura. El IPS e.max CAD fue el más resistente con una carga de fractura de 640 N y el más débil fue el GC Initial LiSi Block con 431 N.

En otro estudio de Jurado y colaboradores (34) estudiaron la resistencia a la fractura en N en función del tipo de restauración realizada: corona de recubrimiento total, *overlay* con el margen ubicado 2 mm supragingival y *overlay* con el margen 4 mm por encima de la encía. Se diseñaron las restauraciones de IPS e.max CAD y se cementaron en modelos impresos. Después se sometieron a ciclos de carga a 1 Hz con una fuerza de 275N hasta su fractura. Las diferencias observadas en la resistencia a la fractura entre los distintos diseños de restauración fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$), siendo las coronas de recubrimiento total en premolares las que obtuvieron una resistencia a la fractura mayor (1018,8N), seguidas por los *overlays* con margen el 2 mm supragingival (813,8 N), y finalmente los *overlays* con el margen 4 mm supragingival (436,1N).

En otro estudio de Jurado y colaboradores (35) compararon la resistencia a la fractura de coronas cementadas sobre molares utilizando distintos tipos de bloques de disilicato de litio fabricados con tecnología CAD/CAM. Se realizó un tallado oclusal de 1,5 mm y línea de terminación chamfer de 1 mm. Fabricaron 12 coronas por grupo. Entre los distintos tipos de disilicato de litio compararon el Amber Mill y el IPS e.max CAD. Se sometieron a carga cíclica (100 mil ciclos a 1Hz de frecuencia con fuerza de 275 N). Evaluaron la fuerza en el punto de fractura (carga al fracturarse) y la fuerza máxima que soporta el material sin que se haya producido la fractura (carga pico). El Amber Mill tiene una mayor carga de fractura y soportó una fuerza máxima más alta que el IPS e.max CAD. Aunque Amber Mill presentó mayores valores medios de resistencia a la fractura que IPS e.max CAD, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p > 0,05$).

En el estudio de Zierden y colaboradores (36) evaluaron el desgaste y la resistencia a la fractura de los materiales híbridos Lava Ultimate y VITA Enamic en comparación con las cerámicas convencionales IPS Empress CAD y Celtra Duo. Se fresaron coronas de primeros molares inferiores. Estudiaron el envejecimiento de las muestras con un simulador de masticación. Las muestras fueron sometidas a un ciclo de masticación

artificial (1,2 millones de ciclos con una carga de 49 N, frecuencia de 1,6 Hz) y a termociclado (temperaturas de 5º C y 55º C). Se escanearon las coronas antes y después de aplicar las cargas para medir el desgaste. También se midió el desgaste de la dentición opuesta. Se aplicó carga sobre las muestras y se calculó la resistencia a la fractura. Las diferencias en desgaste y resistencia a la fractura entre los materiales estudiados fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$). Lava Ultimate fue el material con mayor desgaste y el que provocó menor desgaste en los dientes antagonistas. VITA Enamic tuvo un desgaste significativamente menor, pero provocó mayor abrasión en la dentición antagonista. Lava Ultimate fue el más resistente a la fractura, seguido por VITA Enamic, el Celtra Duo y el menos resistente el IPS Empress CAD.

En el estudio de An y colaboradores (37) prepararon 80 coronas sobre premolares de 4 materiales CAD/CAM: IPS e.max CAD, Celtra Duo, VITA Enamic y Cerasmart. Se sometieron las muestras a un proceso de envejecimiento artificial mediante ciclos térmicos y de carga mecánica. Evaluaron el desgaste abrasivo y la resistencia de fractura. Las diferencias en resistencia a la fractura y en el desgaste entre los materiales CAD/CAM estudiados fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$). IPS e.max CAD y Celtra Duo mostraron una mayor resistencia a la fractura que los compuestos VITA Enamic y Cerasmart, mientras que este último presentó el mayor desgaste. El proceso de envejecimiento simulado no tuvo un efecto significativo sobre la resistencia a la fractura

En la siguiente tabla se realiza una exposición de lo anteriormente descrito.

Autor	Tipo de estudio	Variable de análisis	Material	Resultados
M. Wendler y cols. 2018	Estudio in vitro	Fatiga cíclica biaxial. Analizan n (pendiente de v-KI) Pendientes más pronunciadas, significa menor susceptibilidad al crecimiento de grietas	IPS e.max CAD	27,5 n
			VITA Suprinity	22,3 n
			CeltraDuo	23,1 n
			IPS e.max ZirCAD	33,5 n
			IPS Empress CAD	32,8 n
			Vitablocs Mark II	14,1 n
			Lava Ultimate	22,9 n
			VITA Enamic	22,5 n

Badawy y cols. 2016	Estudio in vitro	Resistencia a la fractura K_{IC} en MPa x $m^{1/2}$	Celtra Duo	2,65 MPa x $m^{1/2}$
			IPS e.max CAD	1,88 MPa x $m^{1/2}$
			Lava Ultimate	1,36 MPa x $m^{1/2}$
			VITA Enamic	1,09 MPa x $m^{1/2}$
			IPS e.max CAD sin cristalizar	1,02 MPa x $m^{1/2}$
			Celtra Duo sin cocer	0,98 MPa x $m^{1/2}$
			Vita Mark II	0,73 MPa x $m^{1/2}$
Jurado y cols. 2024	Estudio in vitro	Carga máxima (en N) que puede soportar una carilla antes de fracturarse	IPS e.max CAD	640N
			Cerec Tessera	503N
			Amber Mill	476 N
			GC Initial LiSi Block	431N
Jurado y cols. 2022	Estudio in vitro	Fuerza de fractura (N) en coronas de recubrimiento total vs incrustaciones	Corona IPS e.max CAD	1018,8N
			Overlay con el margen 2 mm por encima de la encía IPS e.max CAD	813,8N
			Overlay con margen 4 mm por encima de la encía IPS e.max CAD	436,1 N
Jurado y cols. 2023	Estudio in vitro	Calculan la carga al fracturarse y la fuerza máxima que las coronas soportan antes de la fractura	IPS e.max CAD	
			Carga al fracturarse	1315,7N
			Carga pico	1461,9N
			Amber Mill	
Zierden y cols. 2018	Estudio in vitro	Resistencia a la fractura después de la carga cíclica	Carga al fracturarse	1393N
			Carga pico	1604,2N
			Celtra Duo	1644,58 N
			IPS Empress CAD	1320,12 N
			Lava Ultimate	2257,89 N

An y cols. 2023	Estudio in vitro	Desgaste tras aplicar las cargas	VITA Enamic	1843,14 N
			Celtra Duo	217,09 μm
			IPS Empress CAD	202,1 μm
			Lava Ultimate	353,16 μm
			VITA Enamic	135,58 μm
		Carga media de fractura	IPS e.max CAD	1137-1157 N
			Celtra Duo	964-981 N
			VITA Enamic	709-787 N
			Cerasmart	680-714 N
			IPS e.max CAD	0,9-1 mm^3
			Celtra Duo	0,9-1 mm^3
			VITA Enamic	0,9-1,2 mm^3
			Cerasmart	1,62 mm^3

Tabla 5. Resultados de resistencia a la fractura

3.2.- Resistencia a la flexión

En el estudio de Wendler y colaboradores (11) evalúan la resistencia mecánica mediante pruebas de flexión y fractura. Se prepararon bloques de IPS e.max ZirCAD, IPS Empress CAD y Vitablocs Mark II. Se realizó la prueba de flexión biaxial con 3 bolas, aplicando una carga de forma progresiva hasta alcanzar la fractura del material. Las diferencias en resistencia a la flexión entre los materiales fueron estadísticamente significativas ($p < 0,05$), destacando el IPS e.max ZirCAD como el material más resistente (1300 MPa), seguido del IPS Empress CAD (187,77 MPa) y los menos resistentes fueron los Vitablocs Mark II (118,65 MPa).

En el estudio de Vichi y colaboradores (29) comparan la resistencia a la flexión de bloques de Celtra Duo, Initial LiSi Block, IPS e.max CAD y IPS Empress CAD. Analizan los resultados en función de si los bloques son HT o LT. Se realizó la prueba de flexión en 3 puntos para calcular la resistencia a la flexión en MPa. IPS e.max CAD obtuvo la mayor resistencia a la flexión y IPS Empress CAD la menor resistencia a la flexión con diferencias estadísticamente significativas respecto a los demás materiales. Los materiales sin

tratamiento térmico no pueden reemplazar al disilicato de litio tratado térmicamente en prótesis de tres unidades, pero sí son una opción válida para coronas unitarias.

Grzebieluch y colaboradores (26) realizaron la prueba de flexión en 3 puntos en bloques de resina compuesta Grandio Blocs, Tetric CAD y Cerasmart. Grandio Blocs y Tetric CAD mostraron valores significativamente mayores de resistencia a la flexión que Cerasmart.

En la siguiente tabla se realiza una exposición de lo anteriormente descrito.

Autor	Tipo de estudio	Variable de análisis	Material	Resultados
M. Wendler y cols. 2017	Estudio in vitro	Resistencia a la flexión con la prueba B3B	IPS e.max CAD	609,8 MPa
			VITA Suprinity	537,03 MPa
			Celtra Duo	565,8 MPa
			IPS e.max ZirCAD	1303,21 MPa
			IPS Empress CAD	187,77 MPa
			Vitablocs Mark II	118,65 MPa
			Lava Ultimate	300,64 MPa
			VITA Enamic	193,45 MPa
Vichi y cols. 2022	Estudio in vitro	Resistencia a la flexión con la prueba B3B	IPS e.max CAD HT	350, 88 ± 19,77 MPa
			IPS e.max CAD LT	343,57 ± 18,48 MPa
			Initial LiSi Block HT	196,93 ± 8,87 MPa
			Initial LiSi Block LT	202,15 ± 17,41 MPa
			Celtra Duo HT	174,15 ± 21,76 MPa
			Celtra Duo LT	184,73 ± 13,63 MPa
			IPS Empress CAD HT	131,16 ± 13,33 MPa
			IPS Empress CAD LT	127,65 ± 11,09 MPa
Grzebieluch y cols. 2021	Estudio in vitro	Prueba de flexión en 3 puntos	Grandio Blocs	186,02 ± 10,49 MPa
			Tetric CAD	170,65 ± 5,61 MPa
			Cerasmart	136,27 ± 9,4 MPa

Tabla 6. Resultados de resistencia a la flexión

3.3.- Adaptación marginal

En el estudio de Hasanzade y colaboradores (38) evalúan la adaptación interna y marginal de coronas de 3 materiales CAD/CAM: IPS e.max CAD, VITA Suprinity y VITA Enamic. Miden la adaptación de las restauraciones en base a un modelo con un primer molar superior tallado para una corona. Utilizan un escáner óptico para medir los resultados en las 4 superficies del diente en el borde marginal, la pared axial y la superficie oclusal. Se calcularon las medias y las desviaciones estándar para cada superficie del diente en μm . Las coronas presentaron una adaptación marginal dentro de un rango clínicamente aceptable en los 3 materiales. Se considera clínicamente aceptable cuando los valores son menores de $120 \mu\text{m}$. Las diferencias de discrepancias entre las paredes axiales de los diferentes materiales también fueron mínimas. La mayor discrepancia fue en la superficie oclusal. El tipo de material no influyó significativamente en las discrepancias observadas en las coronas, es decir, no hubo diferencias en el ajuste entre materiales.

En el estudio de Yildirim y colaboradores (31) evaluaron la adaptación marginal e interna de VITA Enamic, Lava Ultimate y VITA Suprinity en comparación con el disilicato de litio IPS e.max CAD. Escanearon las coronas fabricadas de los distintos materiales para analizar las discrepancias mediante microtomografía computarizada. Se compararon las discrepancias marginales, discrepancia marginal absoluta, adaptación interna en la línea de terminación, espacio axial y espacio oclusal. Se observó una mayor discrepancia de todos los materiales en las zonas mesial y distal, en comparación con las zonas vestibulares y linguales. La discrepancia marginal absoluta más alta se observó en la zona distal del IPS e.max CAD y la más baja en la zona vestibular del Lava Ultimate. Según este estudio, las coronas de IPS e.max CAD obtuvieron mayores discrepancias marginales que las de VITA Enamic y Lava Ultimate. Aunque hubo diferencias estadísticamente significativas entre los distintos bloques, todos se mantuvieron dentro de los límites clínicamente aceptables. En su estudio definieron valores clínicamente aceptables si estaban por debajo de $150 \mu\text{m}$.

En el estudio de Shely y colaboradores (39) miden la discrepancia marginal de coronas Celtra Duo fabricadas mediante un sistema cerrado (escáner intraoral Primescan y

software CEREC) y un sistema abierto (escáner Trios 4 y software EXOCAD). Concluyen que ambos sistemas logran un ajuste marginal aceptable para coronas unitarias Celtra Duo, entendiéndose que presentan valores menores a 120 μm .

En la siguiente tabla se realiza una exposición de lo anteriormente descrito.

Autor	Tipo de estudio	Variable de análisis	Material	Resultados
Hasanzade y cols. 2020	Estudio in vitro	Discrepancia marginal	IPS e.max CAD	$65,93 \pm 26,42 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$77,88 \pm 36,68 \mu\text{m}$
			VITA Enamic	$56,09 \pm 16,68 \mu\text{m}$
		Discrepancia pared axial	IPS e.max CAD	$71,72 \pm 17,17 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$74,13 \pm 20,57 \mu\text{m}$
			VITA Enamic	$80,72 \pm 19,35 \mu\text{m}$
		Discrepancia superficie oclusal	IPS e.max CAD	$222,66 \pm 58,67 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$230,5 \pm 65,51 \mu\text{m}$
			VITA Enamic	$204,09 \pm 36,59 \mu\text{m}$
Yildirim y cols. 2017	Estudio in vitro	Discrepancia marginal absoluta	VITA Enamic	$102.4 \pm 50.9 \mu\text{m}$
			Lava Ultimate	$91.5 \pm 35.8 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$132.1 \pm 39.4 \mu\text{m}$
			IPS e.max CAD	$155.5 \pm 33 \mu\text{m}$
		Discrepancia marginal	VITA Enamic	$30 \pm 20.4 \mu\text{m}$
			Lava Ultimate	$35.7 \pm 19.3 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$77.3 \pm 25.7 \mu\text{m}$
			IPS e.max CAD	$129.9 \pm 52.2 \mu\text{m}$
		Discrepancia pared axial	VITA Enamic	$41.5 \pm 10.1 \mu\text{m}$
			Lava Ultimate	$45.8 \pm 13.3 \mu\text{m}$
			VITA Suprinity	$50.3 \pm 14 \mu\text{m}$
			IPS e.max CAD	$51.7 \pm 8.7 \mu\text{m}$
			VITA Enamic	$121.4 \pm 31 \mu\text{m}$
			Lava Ultimate	$77.4 \pm 16.5 \mu\text{m}$

		Discrepancia superficie oclusal	VITA Suprinity	142.2 ± 36.9 μm
			IPS e.max CAD	191.5 ± 29.1 μm
Shely y cols. 2024	Estudio in vitro	Discrepancia marginal	Celtra Duo con sistema cerrado	28,09 ± 3,06 μm
			Celtra Duo con sistema abierto	28,94 ± 3,3 μm

Tabla 7. Resultados de adaptación marginal.

3.4.- Supervivencia clínica

Para determinar la longevidad de las restauraciones hay que conocer la supervivencia clínica que presentan. Se mide evaluando las restauraciones después de un cierto tiempo para comprobar que siguen en boca. Los estudios que estudian la supervivencia y el éxito clínico analizan las complicaciones que aparecen para poder decidir qué materiales usar según su durabilidad y resistencia a complicaciones. Las complicaciones biológicas incluyen caries debajo del margen de la corona, fractura del diente pilar por caries y necesidad de tratamiento de conductos. Las complicaciones técnicas pueden ser fractura de la corona, pérdida de retención y *chipping*. (40)

Rauch y colaboradores (41) publicaron en 2017 un estudio clínico prospectivo de 6 años de seguimiento de coronas de recubrimiento total de IPS e.max CAD. Evaluaron la supervivencia clínica de coronas individuales cementadas en sectores posteriores. También evaluaron las complicaciones biológicas y técnicas que aparecieron. Calcularon la tasa libre de complicaciones. Cementaron 34 coronas y consiguieron evaluar 25 de ellas a los 6 años. La supervivencia clínica fue del 70%. Las complicaciones se detallan en la tabla 8.

En 2018 publicaron otro estudio (42) esta vez de 10 años de seguimiento de las coronas de recubrimiento total de IPS e.max CAD. Evaluaron las complicaciones que aparecieron

a lo largo de 10 años, detalladas en la tabla 8. La supervivencia clínica fue del 83,5% a los 10 años.

Rauch y colaboradores (40) realizaron otro estudio publicando los datos del seguimiento de las coronas de IPS e.max CAD a los 15 años. De las 34 coronas cementadas consiguieron reevaluar 22 de ellas a los 15 años. Obtuvieron una supervivencia clínica del 80,1%.

En el estudio de Lu y colaboradores (43) realizaron 101 *onlays* en dientes endodonciados y evaluaron las complicaciones y la supervivencia clínica a los 3 años. Se realizaron 67 *onlays* de VITA Enamic y 34 de Vitablocs Mark II. La supervivencia a los 3 años de VITA Enamic fue del 97% y de los Vitablocs Mark II del 90,7%. No hubo diferencias estadísticamente significativas. Las causas de fallo de VITA Enamic fueron por 1 descementado y por una fractura de la cerámica; en los Vitablocs Mark II hubo 2 descementados y una fractura de la cerámica.

En el estudio de Oz y colaboradores (44) cementaron 57 restauraciones posteriores de Lava Ultimate y evaluaron las complicaciones a lo largo de 45 meses. La tasa de supervivencia clínica del Lava Ultimate fue del 86,8%. Hubo 5 fracasos por descementado o por fractura del diente o la restauración. Concluyeron que las restauraciones de resina CAD/CAM realizadas de manera chairside son una opción clínicamente aceptable con tasas de supervivencia similares en dientes vitales y no vitales.

Rinke y colaboradores (18) realizaron un estudio clínico prospectivo de 3 años de seguimiento de incrustaciones de Celtra Duo. Cementaron 92 incrustaciones y consiguieron evaluar 88 de ellas a los 3 años. La tasa de supervivencia fue del 99%.

En el estudio de Fasbinder y colaboradores (45) analizan el comportamiento clínico de 120 *onlays* fabricados de IPS Empress CAD y Lava Ultimate con un seguimiento de 5 años. La tasa de supervivencia del Lava Ultimate fue del 95% y del IPS Empress CAD del 93,3%.

En la siguiente tabla se realiza una exposición de lo anteriormente descrito.

Autor	Tipo de estudio	Tipo de restauración y material	Variable de análisis: complicaciones
Rauch y cols. 2017	Estudio clínico de 6 años de seguimiento	Corona individual en dientes posteriores. IPS e.max CAD	Complicaciones biológicas: Tratamiento endodóntico al año 2 2 dientes fueron extraídos: uno por infección apical y otro por fractura del diente pilar por caries 2 pacientes presentaron caries debajo del margen de la corona
			Complicaciones técnicas: 1 pérdida de retención a los 2 años 1 fractura de la corona a los 2,8 años
Rauch y cols. 2018	Estudio clínico de 10 años de seguimiento	Corona individual en dientes posteriores. IPS e.max CAD	Complicaciones biológicas: Tratamiento endodóntico al año 2 2 dientes fueron extraídos: uno por infección apical y otro por fractura del diente pilar por caries 2 pacientes presentaron caries debajo del margen de la corona 1 fractura radicular a los 7 años
			Complicaciones técnicas: 1 pérdida de retención a los 2 años 1 fractura de la corona a los 2,8 años
Rauch y cols. 2023	Estudio clínico 15 años de seguimiento	Corona individual en dientes posteriores. IPS e.max CAD	Complicaciones biológicas: Tratamiento endodóntico al año Caries debajo del margen de la corona a los 4 años

			<p>Infección o fractura por caries a los 6 años</p> <p>Fractura radicular a los 7 años</p> <p>Lesiones cariosas en seguimiento a los 2-5 años</p>
			<p>Complicaciones técnicas:</p> <p>Pérdida de retención de una corona a los 2 años</p> <p>Fractura completa de una corona a los 2,8 años</p>
Lu y cols. 2018	Estudio clínico de 3 años de seguimiento	<i>Onlays</i> en dientes endodonciados: De VITA Enamic	<p>1 descementado al año</p> <p>1 fractura cerámica al año</p>
		De Vitablocs Mark II	<p>2 descementados a los 2 años</p> <p>1 fractura cerámica al año y medio</p>
Oz y cols. 2021	Estudio clínico de 45 meses de seguimiento	<i>Inlays y onlays</i> posteriores de Lava Ultimate	<p>Descementado (5%)</p> <p>Fractura de la restauración o del diente (8%)</p>
Rinke y cols. 2020	Estudio clínico de 3 años de seguimiento	Restauraciones parciales de Celtra Duo	<p>2 fracasos: 1 por fractura del diente (a los 30 meses) y 1 por fractura de la restauración (a los 38 meses)</p> <p>1 diente necesitó tratamiento endodóntico por pérdida de vitalidad</p> <p>1 leve deterioro en la adaptación marginal</p>
		<i>Onlays</i> de Lava Ultimate	<p>1 caso de fractura de la restauración a los 19 meses</p>

Fasbinder y cols. 2020	Ensayo clínico aleatorizado		2 casos de fractura de estructura dental adyacente (a los 38 y 43 meses) 2 necesitaron tratamiento endodóntico (a los 6 y 25 meses)
		<i>Onlays</i> de IPS Empress CAD	4 casos de fractura de la restauración (a los 10, 34, 37, 40 meses)

Tabla 8. Resultados de supervivencia clínica.

4. DISCUSIÓN

Es necesario conocer las propiedades de los materiales para seleccionar el material restaurador más adecuado para cada indicación.

4.1.- Fatiga cíclica y resistencia a la fractura

En regiones sometidas a elevadas cargas oclusales, la selección del material restaurador debe basarse en su capacidad para soportar tanto fracturas de tipo inmediato como aquellas derivadas de procesos de fatiga. Las restauraciones están sometidas a cargas masticatorias constantes, por lo que es necesario evaluar su resistencia a la fatiga. Wendler (27) introduce el concepto crecimiento subcrítico de grietas, indicando que los materiales se pueden fracturar debido a una propagación lenta de microgrietas bajo cargas repetidas. Badawy y Wendler realizaron estudios in vitro con bloques de los distintos materiales para analizar la resistencia a la fractura. El óxido de zirconio policristalino (3Y-TZP, IPS e.max ZirCAD) presenta la mayor resistencia a la propagación de grietas subcríticas y la más alta resistencia a la fractura. Por ello está indicado en situaciones clínicas de alta demanda funcional. IPS e.max CAD, muestran una resistencia inicial elevada, pero también una mayor susceptibilidad al crecimiento subcrítico de grietas, lo que implica una degradación mecánica más acelerada en medios orales húmedos. La resistencia a la fractura del IPS e.max CAD es superior a la de otros materiales como Celtra Duo, Enamic o Lava Ultimate. Celtra Duo y VITA Suprinity, ambos reforzados con óxido de zirconio en una matriz vítrea, presentan una resistencia a la fractura menor con menor resistencia a la propagación de grietas. Por otro lado, los materiales híbridos como VITA Enamic y Lava Ultimate combinan fases orgánicas e inorgánicas, logrando valores aceptables de resistencia a la fatiga, siendo adecuados para restauraciones que no requieran grandes exigencias mecánicas o situaciones clínicas de restauración inmediata. Finalmente, los bloques feldespáticos como Vitablocs Mark II presentan la menor resistencia a la fractura junto con una elevada degradación bajo carga cíclica. Esto limita sus indicaciones a situaciones que requieren una restauración estética en zonas de baja exigencia mecánica (27,32).

Los resultados son diferentes en función del material restaurador y del tipo de restauración realizada. Destacan principalmente el IPS e.max ZirCAD y el IPS e.max CAD.

La resistencia del IPS e.max CAD aumentó una vez sometido a la cocción de cristalización. (32).

Estudiando las restauraciones tipo coronas de recubrimiento total, el IPS e.max CAD obtuvo valores de carga de fractura entre 1137 y 1461,9 N (35,37). La diferencia entre los valores de ambos estudios se debe que Jurado realizó un análisis con carga hasta la fractura del material y registró también el pico máximo antes de la fractura, mientras que An determinó la carga media sin especificar si se trató de cargas cíclicas o de una carga estática. Las diferencias en la preparación del diente y del tipo de cementado también pueden afectar a la resistencia final. Aun así ambos estudios coinciden en que IPS e.max CAD tiene una resistencia clínica aceptable para coronas en zonas posteriores.

Las coronas realizadas de Amber Mill obtuvieron resultados superiores al IPS e.max CAD tanto en la carga pico como en la carga al fracturarse (35). Esto se debe a la capacidad del material de modificar su estructura interna mediante el control de la temperatura de cocción consiguiendo una mayor densidad cristalina. El Amber Mill no se ha evaluado en estudios de fatiga.

Las coronas de IPS e.max CAD tienen una resistencia a la fractura mayor (1018,8N) que las incrustaciones. Las incrustaciones tipo overlay se ha visto que son más resistentes si el margen se encuentra 2 mm supragingival (813, 8N) en comparación con un margen 4 mm supragingival (436,1N) (34).

El IPS e.max CAD (640N) es el material restaurador más resistente para carillas en comparación con Cerec Tessera (503 N), Amber Mill (476 N) y GC Initial LiSi Block (431N) (33).

Estos resultados indican que la resistencia a la fractura varía significativamente en función del tipo de restauración (carilla, corona o incrustación), así como del material utilizado, siendo el IPS e.max CAD y el IPS e.max ZirCAD las opciones más resistentes en situaciones clínicas de alta demanda mecánica. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis relacionada con la resistencia a la fractura.

4.2.- Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión también varía en función del material. Tanto Wendler y colaboradores como Vichi y colaboradores estudian la resistencia a la flexión con la prueba de flexión biaxial. Según Wendler el material más resistente es el IPS e.max ZirCAD (1303,21 MPa), seguido del IPS e.max CAD (609,8 MPa), Celtra Duo (565,8 MPa) y VITA Suprinity (537,03 MPa). El Lava Ultimate (300,64 MPa) y el VITA Enamic (193,45 MPa) tienen una resistencia intermedia, mientras que los bloques de IPS Empress CAD (187,77 MPa) y los Vitablocs Mark II (118,65 MPa) obtuvieron los valores más bajos, indicando claras limitaciones en aplicaciones clínicas que demanden alta resistencia mecánica (11). Sus resultados coinciden con el estudio de Vichi y colaboradores (29), que encontraron los valores más altos de resistencia a la flexión en IPS e.max CAD, seguido del Initial LiSi Block y el Celtra Duo. Los valores más bajos fueron los del IPS Empress CAD. En su estudio analizan las distintas resistencias en función de la translucidez del bloque y determinan que el IPS e.max CAD y el IPS Empress CAD son más resistentes en el formato HT, mientras que el Initial LiSi Block y el Celtra Duo son más resistentes si son LT (29). Estos resultados sugieren que el IPS e.max CAD es una opción favorable para restauraciones donde la resistencia mecánica es crucial, mientras que los materiales con menor resistencia deben limitarse a áreas con exigencias mecánicas disminuidas.

Respecto a la resistencia a la flexión de las resinas compuestas, Grzebieluch y colaboradores (26) comparan Grandio Blocs, Tetric CAD y Cerasmart. Grandio Blocs presentan la mayor resistencia a la flexión, alcanzando un valor de 186.02 MPa. Las partículas nanohíbridas le otorgan una gran rigidez, dureza y resistencia a la fractura. Se recomienda para restauraciones en zonas posteriores. Tetric CAD también mostró buenos resultados con una resistencia a la flexión de 170.65 MPa, ligeramente inferior a Grandio Blocs. Por otro lado, Cerasmart obtuvo una resistencia a la flexión más baja, de 136.27 MPa. Aunque es un material que se fresa más fácilmente, sus propiedades mecánicas son inferiores. Por ello, recomiendan su uso en zonas anteriores o en restauraciones temporales o de baja exigencia funcional. Estas diferencias entre materiales hacen que se rechace la hipótesis respecto a la resistencia a la flexión.

4.3.- Adaptación marginal

Respecto a la adaptación de los distintos materiales hay que considerar tres aspectos: la discrepancia marginal, la discrepancia de la pared axial y la discrepancia de la superficie oclusal. La primera es crítica para evitar los problemas de microfiltración y acumulación de placa. Hasanzade y colaboradores (38) reportaron que el VITA Enamic mostró la menor discrepancia marginal (56,09 μm), seguida por el IPS e.max CAD (65,93 μm) y VITA Suprinity (77,88 μm). En el estudio de Yildirim y colaboradores (31) el VITA Enamic también obtuvo la menor discrepancia marginal (30 μm) seguida del Lava Ultimate (35,7 μm), pero la mayor discrepancia fue la del IPS e.max CAD con gran diferencia (129,9 μm). Las coronas de Celtra Duo también lograron un ajuste marginal aceptable según el estudio de Shely (39).

La discrepancia en la pared axial está relacionada con la estabilidad interna de la restauración y la retención. Hasanzade y colaboradores (38) encontraron valores muy cercanos entre los tres materiales: VITA Enamic (80,72 μm), VITA Suprinity (74,13 μm) y IPS e.max CAD (71,72 μm). Yildirim y colaboradores (31) también encontraron pequeñas diferencias entre los materiales IPS e.max CAD (51.7 μm), VITA Suprinity (50.3 μm), Lava Ultimate (45.8 μm) y VITA Enamic (41.5 μm). Por lo tanto, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los materiales en ninguno de los estudios en relación con la discrepancia en la pared axial.

La superficie oclusal mostró los resultados más altos de discrepancias en los dos estudios analizados. Esto se debe a la complejidad del fresado en esta zona de la restauración. Tanto Hasanzade y colaboradores como Yildirim y colaboradores encontraron los valores más altos de discrepancia oclusal en el VITA Suprinity y en el IPS e.max CAD.

Los resultados muestran que todos los materiales presentan valores de adaptación marginal dentro de los límites clínicamente aceptables, aunque se aprecian claras diferencias entre ellos. VITA Enamic y Lava Ultimate han demostrado los mejores resultados en cuanto a adaptación marginal y axial. Esto está relacionado con su menor rigidez y su capacidad de fresado más precisa. Celtra Duo también destaca por su baja discrepancia marginal. El IPS e.max CAD, aunque con valores aceptables, mostró mayores discrepancias en algunos estudios. Estas diferencias deben considerarse a la

hora de elegir el material restaurador más indicado para cada caso clínico, conociendo no solo la resistencia, sino también la calidad del ajuste marginal para evitar complicaciones a largo plazo.

4.4.- Supervivencia clínica

Rauch y colaboradores (40) evaluaron coronas de IPS e.max CAD con un seguimiento de 15 años. La tasa de supervivencia fue del 80,1%. Este resultado fue acorde con otros estudios previos realizados por el mismo grupo (41,42), donde observaron una supervivencia clínica del 70% a los 6 años y del 83,5% a los 10 años. Esto demuestra una estabilidad clínica aceptable.

A continuación analizamos la supervivencia de incrustaciones de los distintos materiales:

Lu y colaboradores (43) estudiaron *onlays* de VITA Enamic y Vitablocs Mark II en dientes endodonciados con una tasa de supervivencia a 3 años del 97% y 90,7% respectivamente. Estas tasas de éxito pueden explicarse por el tipo de restauración parcial y por la menor duración del seguimiento. Oz y colaboradores (44) realizaron un estudio clínico de *onlays* e *inlays* de Lava Ultimate con seguimiento de 45 meses. La supervivencia fue del 86,8%, que se considera un buen resultado aunque sea inferior al del VITA Enamic. Rinke y colaboradores (18) evaluaron incrustaciones de Celtra Duo a 3 años, con una tasa de supervivencia del 99%. Fasbinder y colaboradores (45) realizaron un ensayo clínico de 5 años de seguimiento. Evaluaron *onlays* de IPS Empress CAD y Lava Ultimate, observando tasas de supervivencia de 93,3% y 95% respectivamente. Aunque los valores son altos, reflejan una mayor frecuencia de eventos técnicos en comparación con estudios de IPS e.max CAD.

Los estudios clínicos prospectivos permiten determinar no solo la supervivencia clínica, sino también las causas de fracaso o de complicaciones de los distintos materiales.

En el caso del IPS e.max CAD las complicaciones más frecuentes fueron biológicas y a pesar de ello, la mayoría fueron solucionables volviendo a cementar la corona o realizando la endodoncia del diente (40). Esto justifica la tasa de supervivencia clínica que presenta a largo plazo (80,1% a los 15 años). Ofrece un equilibrio entre resistencia,

estética y evidencias de longevidad, lo que lo hace versátil para la zona anterior y posterior.

El VITA Enamic demostró un comportamiento clínico estable a corto y medio plazo debido a la composición híbrida del material, que contribuyó a la capacidad para absorber tensiones (43). El Celtra Duo fue el material con menores complicaciones y mejor tasa de supervivencia, aunque el seguimiento fue solo a 3 años (18). El Lava Ultimate ha demostrado buena resistencia inicial, pero está más predispuesto a complicaciones técnicas con el paso del tiempo, especialmente en restauraciones que estén sometidas a una alta carga. Por último, el IPS Empress CAD a pesar de ser un material del que se han descrito más casos de fractura en comparación con otros materiales, mantiene una tasa de supervivencia superior al 90% a los 5 años. (45)

4.5.- Limitaciones y perspectivas futuras

Este trabajo presenta ciertas limitaciones que deben ser consideradas al interpretar los resultados. En primer lugar, la heterogeneidad entre los estudios incluidos, tanto en los protocolos metodológicos como en los materiales y diseños evaluados, que dificulta una comparación directa y homogénea de los datos obtenidos. Asimismo, gran parte de la evidencia analizada proviene de estudios in vitro.

Por tanto, es necesario el desarrollo de futuras investigaciones mediante ensayos clínicos controlados, aleatorizados y con seguimiento a largo plazo, que apliquen condiciones estandarizadas en la evaluación de los distintos materiales disponibles para fresado en clínica. Este enfoque permitirá obtener resultados clínicamente relevantes sobre su comportamiento mecánico, biológico y estético, así como sobre la frecuencia y naturaleza de las complicaciones asociadas.

5. CONCLUSIONES

1. IPS e.max ZirCAD se presenta como el material con mayor resistencia a la fractura y a la flexión. Por esta razón se recomienda su empleo para localizaciones de alta demanda mecánica.
2. IPS e.max CAD ofrece un equilibrio entre resistencia, estética y evidencias de longevidad, lo que lo hace versátil para la zona anterior y posterior.
3. Los bloques feldespáticos como Vitablocs Mark II presentaron los valores más bajos en cuanto a resistencia. Se sugiere que se limite su uso a restauraciones estéticas en zonas anteriores.
4. Todos los materiales mostraron valores dentro de los límites clínicamente aceptables de adaptación marginal.
5. Los materiales híbridos presentan mayores complicaciones técnicas con el tiempo, lo que limita su uso a cargas moderadas o restauraciones provisionales.
6. Para futuras investigaciones, es necesario realizar ensayos clínicos a largo plazo bajo condiciones estandarizadas comparando los distintos materiales para determinar la aparición de complicaciones.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Cardoso JA, Almeida PJ, Negrão R, Oliveira JV, Venuti P, Taveira T, et al. Clinical guidelines for posterior restorations based on Coverage, Adhesion, Resistance, Esthetics, and Subgingival management. *Int J Esthet Dent*. 2023;18(3):244-65.
2. Azeem RA, Sureshbabu NM. Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *J Conserv Dent*. 2018;21(1).
3. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health*. 2015;7(4):96-104.
4. Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:32S-36S.
5. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent*. 2017;12(2):204-30.
6. Bhuva B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J*. 2021;54(4):509-35.
7. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM CHAIRSIDE SYSTEM. *ORAL Implantol*. 2015;7(3):57-70.
8. Vichi A, Zhao Z, Mutahar M, Paolone G, Louca C. Translucency of Lithium-Based Silicate Glass–Ceramics Blocks for CAD/CAM Procedures: A Narrative Review. *Materials*. 2023;16(19):6441.
9. Teixidó J. Tratamiento del sector posterior con restauraciones indirectas adhesivas CAD/CAM. Guía de uso. SEPES. Editor QUINTESENCE SL. 2015;
10. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am*. 2019;63(2):175-97.
11. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017;33(1):99-109.
12. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016;28(3):227-35.
13. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:7S-13S.

14. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:22S-31S.
15. Ting-shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* 2015;24(4):313-21.
16. Borbola D, Mikolicz A, Romanszky L, Sersli G, DeFee M, Renne W, et al. Complete-arch accuracy of seven intraoral scanners measured by the virtual-fit method. *J Dent.* 2024;149:105281.
17. Zaruba M. Chairside systems: a current review Chairside-Systeme: eine aktuelle Übersicht. *Int J Comput Dent.* 2017;20(2):123-49.
18. Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D. Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 32(2):226-35.
19. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(6):486.
20. Coronel CA. Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM. [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2018.
21. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137:14S-21S.
22. Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolini V, Turco G, Di Lenarda R. Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology.* 2021;10(11):1170.
23. Belli R, Wendler M, De Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017;33(1):84-98.
24. Silva LHD, Lima ED, Miranda RBDP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(1):133-46.
25. Cesar PF, Miranda RBDP, Santos KF, Scherrer SS, Zhang Y. Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution. *Dent Mater.* 2024;40(5):824-36.
26. Grzebieluch W, Mikulewicz M, Kaczmarek U. Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. Piskorowski J, editor. *J Healthc Eng.* 2021; 2021:1-8.

27. Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater*. 2018; 34(6): 910-21.
28. Munoz A, Zhao Z, Paolone G, Louca C, Vichi A. Flexural Strength of CAD/CAM Lithium-Based Silicate Glass–Ceramics: A Narrative Review. *Materials*. 2023;16(12): 4398.
29. Vichi A, Zhao Z, Paolone G, Scotti N, Mutahar M, Goracci C, et al. Factory Crystallized Silicates for Monolithic Metal-Free Restorations: A Flexural Strength and Translucency Comparison Test. *Materials*. 2022;15(21):7834.
30. Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):124-8.
31. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017;118(2):200-7.
32. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials – Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*. 2016; 32(7):847-52.
33. Jurado CA, Yeh JS, Vidal CMP, Cho S, Abuhammoud S. Fracture load of chairside CAD-CAM veneers fabricated with pre-and fully crystalized lithium disilicate ceramics. *J Prosthodont*. 2024;34(4):429-35.
34. Alberto Jurado C, Kaleinikova Z, Tsujimoto A, Alberto Cortés Treviño D, Seghi RR, Lee DJ. Comparison of Fracture Resistance for Chairside CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns and Overlays with Different Designs. *J Prosthodont*. 2022;31(4):341-7.
35. Jurado C, Lee D, Cortes D, Kaleinikova Z, Hernandez A, Donato M, et al. Fracture Resistance of Chairside CAD/CAM Molar Crowns Fabricated with Different Lithium Disilicate Ceramic Materials. *Int J Prosthodont*. 2023;36(6):722-9.
36. Zierden K, Acar J, Rehmann P, Wöstmann B. Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. *Int J Prosthodont*. 2018;31(1):74-6.
37. An SJ, Lee H, Ahn JS, Lee JH, Lee HH, Choi YS. Influence of thermo-mechanical aging on fracture resistance and wear of digitally standardized chairside computer-aided-designed/computer-assisted-manufactured restorations. *J Dent*. 2023;130:104450.
38. Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative Evaluation of the Internal and Marginal Adaptations of CAD/CAM Endocrowns and Crowns

Fabricated from Three Different Materials. *Int J Prosthodont.* 2021;34(3):341-7.

39. Shely A, Nissan J, Rosner O, Zenziper E, Lugassy D, Abidulkrem K, et al. The Impact of Open versus Closed Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Systems on the Marginal Gap of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Single Crowns Evaluated by Scanning Electron Microscopy: A Comparative In Vitro Study. *J Funct Biomater.* 2024; 15(5):130.

40. Rauch A, Lorenz L, Reich S, Hahnel S, Schmutzler A, Schierz O. Long-term survival of monolithic tooth-supported lithium disilicate crowns fabricated using a chairside approach: 15-year results. *Clin Oral Investig.* 2023;27(7):3983-9.

41. Rauch A, Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clin Oral Investig.* 2017;21(6):2083-9.

42. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. *Clin Oral Investig.* mayo de 2018; 22(4): 1763-9.

43. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):363-8.

44. Oz FD, Bolay S, Canatan S. A clinical evaluation of resin nanoceramic CEREC Omnicam restorations associated with several factors. *J Esthet Restor Dent.* 2021;33(4):583-9.

45. Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside Computer Assisted Design/Computer Assisted Machining nano-ceramic restorations: Five-year status. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):193-203.