



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

COMPARACIÓN DE ADAPTACIÓN MARGINAL DE
RESTAURACIONES CERÁMICAS ELABORADAS POR MEDIO DEL
SISTEMA CAD-CAM Y TÉCNICAS CONVENCIONALES.

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DE PROGRAMA DE
TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

PAMELA RUIZ ASTORGA

TUTOR: Esp. LUIS CELIS RIVAS

Pamela Ruiz Astorga
24/Octubre/2021

MÉXICO, Cd Mx.

2021



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	4
OBJETIVO	6
CAPÍTULO 1 CERÁMICA DENTAL	7
1.1 Definición	7
1.2 Antecedentes	7
1.3 Clasificación de la cerámica.....	11
1.3.1. Clasificación por características estructurales.....	11
1.3.2. Clasificación por técnica de confección	20
CAPÍTULO 2 TECNOLOGÍA CAD CAM.....	23
2.1 Antecedentes	23
2.2 Componentes.....	24
2.3 Flujo de trabajo	25
2.3.1. Digitalización/ Escaneo.....	25
2.3.2. Diseño 3D (CAD).....	27
2.3.3. Fresado (CAM).....	29
2.4 Ventajas y desventajas	34



CAPÍTULO 3 ADAPTACIÓN MARGINAL	36
3.1 Definición	36
3.2 Conceptos.....	36
3.3 Factores que afectan la adaptación marginal	38
3.4 Técnicas de medición	40
3.4.1. Métodos directos	40
3.4.2. Métodos indirectos	42
3.5 Comparación de sistemas cerámicos con distintas técnicas de fabricación	43
3.5.1. Zirconia.....	43
3.5.2. Disilicato de litio.....	45
3.6 Comparación del ajuste marginal de distintos sistemas CAD-CAM.....	47
CONCLUSIONES	49
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	50



AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a mi madre **María del Carmen Astorga** por guiarme a lo largo de este camino y ser mi apoyo incondicional, gracias a ti que me diste la vida y el amor necesario para afrontarme a ella. Sin ti nada de esto hubiera sido posible, este trabajo es para ti. Te amo mamá.

Le agradezco a mi abuela **María del Carmen Sánchez** por la sabiduría que me ha brindado desde que tengo memoria, gracias por el amor ilimitado y por enseñarme hasta donde puedo llegar. Te amo y te agradezco todo lo que has hecho por mí.

Le agradezco a mi padre **Armando Ruiz** por apoyarme durante mis estudios y darme consejos valiosos, gracias por aportarme tanto. Te amo.

Le agradezco a mi hermano **Roberto Jasso** por estar siempre a mi lado apoyándome cuando lo necesito, gracias por escucharme y acompañarme en todo momento. Eres el mejor hermano que pude haber tenido, te amo mucho.

Le agradezco a mi abuelo **Juan Manuel Astorga** por haberme impulsado para estudiar esto, gracias por tu ayuda y por darme cariño siempre.

Le agradezco a **David Torres** por acompañarme durante estos años tan pesados, gracias por ser mi paciente, ayudarme con mis tareas, llevarme a la escuela, tranquilizarme cuando ya no podía. Eres increíble, te amo.

Le agradezco a mi tutor **Luis Celis Rivas** por compartir su conocimiento conmigo y por su dedicación y apoyo durante la realización de este trabajo.

Le agradezco a mi escuela, **Facultad de Odontología UNAM** por haberme alojado durante mi capacitación académica y por brindarme las herramientas necesarias para desenvolverme en el ámbito laboral.



INTRODUCCIÓN

El mundo odontológico se encuentra en constante evolución, en los últimos años han incrementado los requerimientos estéticos para la sociedad. Esto ha fomentado el desarrollo de materiales que puedan brindar propiedades ópticas lo más parecidas a los dientes, sin olvidar las características de resistencia necesarias para la supervivencia clínica. No cabe duda de que en la actualidad el referirnos a estética dental supone hablar de restauraciones totalmente cerámicas, el origen de la cerámica de uso dental data del siglo XVIII y al adentrarnos en su historia podemos percatarnos de su relación con la porcelana convencional. El surgimiento de nuevos materiales cerámicos, técnicas de fabricación y el mejoramiento de sus cualidades ha sido producto del creciente número de avances tecnológicos en las últimas dos décadas.

Los odontólogos y pacientes han popularizado la elección de restauraciones totalmente cerámicas por sus inherentes características: excelentes propiedades ópticas y mecánicas.

La tecnología de diseño asistido por computadora y manufactura asistida por computadora (CAD-CAM por sus siglas en inglés) lanzada en 1971 de forma experimental en Suiza ha acrecentado su popularidad gracias a las ventajas que presenta ante otras técnicas de fabricación de restauraciones cerámicas, entre ellas podemos enumerar: el mejoramiento de las distorsiones creadas por el operador al usar técnicas convencionales, la obtención de calidad constante y predecible y la disminución del tiempo de trabajo. Hoy gracias a la evolución científica y tecnológica es posible manufacturar restauraciones libres de metal en cuestión de minutos.

El incremento del uso de esta tecnología supone la evaluación de la calidad de las restauraciones elaboradas, uno de los factores más evaluados en la literatura es el grado de adaptación marginal ya que se relaciona estrechamente con el éxito y durabilidad de las restauraciones en prótesis fija, de modo que una pobre adaptación marginal puede derivar en problemas pulpares y periodontales. En la actualidad se consideran



clínicamente aceptables discrepancias marginales entre 50 y 120 μm en cualquier restauración, aunque ha existido una discusión constante en relación con la medida de discrepancia aceptada.

Este trabajo pretende recopilar y analizar información actualizada sobre la evaluación de la adaptación marginal de prótesis fija totalmente cerámica fabricada por medio del sistema CAD-CAM y prótesis fija cerámica manufacturada a través de técnicas convencionales.



OBJETIVO

Hacer un análisis de la literatura actual que compare la adaptación marginal de prótesis fija totalmente cerámica fabricada por medio del sistema CAD-CAM con prótesis fija totalmente cerámica manufacturada bajo técnicas convencionales.



1. CAPÍTULO 1 CERÁMICA DENTAL

1.1 Definición

El origen etimológico de la palabra cerámica proviene de la palabra griega “Keramikos” que significa tierra quemada, además de hacer referencia al barrio donde habitaban los alfareros en la antigua Grecia. Se considera que la cerámica fue el primer grupo de materiales inorgánicos en ser modificado estructuralmente por el hombre.¹

1.2 Antecedentes

La porcelana convencional fue la primera cerámica en ser elaborada, China fue la primera civilización en fabricarla, aproximadamente en el año 1000 a.C. No fue hasta el siglo XVIII que tras varios esfuerzos d’Entrecolles, un hombre jesuita, consiguió aprender el proceso para la fabricación de este material e inició la manufactura de porcelana en el continente europeo.²

Alexis Duchateau fue el primer hombre en emplear porcelana convencional en dentaduras totales, sin embargo, se encontró con dificultades en el ajuste en los pacientes debido a la contracción del material durante la cocción.³

Posteriormente Nicolas Dubois Chémant mejoró el color de la porcelana, la estabilidad dimensional y la sujeción de los dientes, realizando una publicación literaria con sus avances en 1788.^{1,3}

El italiano Guiseppangelo Fonzi elaboró los primeros dientes de porcelana individuales en 1808, innovó colocando un clavo de platino debajo de cada diente previo a la cocción para después soldarlo a la base metálica, aunque no obtuvieron la popularidad esperada por su fragilidad y opacidad.^{1,3}



Figura 1 y 2. Nicolas Dubois Chémant izquierda, Guiseppangelo Fonzi derecha.^{4,5}

Los dientes de porcelana llegaron en 1815 a Estados Unidos gracias al dentista francés Antoine A. Plantou, sin embargo, no fue hasta 1895 que Samuel Stockon de Filadelfia comenzó su comercialización, años más tarde este personaje crea la empresa S.S White.

1, 6

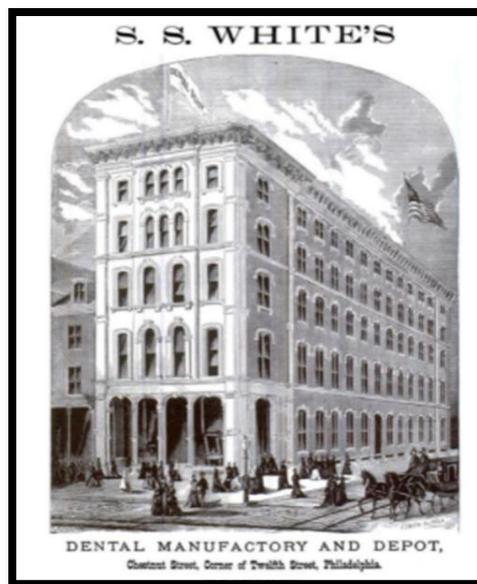


Figura 3. Ubicación y retrato de la empresa S. S. White's.⁶



El doctor Charles H. Land realizó tres aportes de suma importancia en el mundo de la cerámica dental, patentó el proyecto de la fundición porcelana sobre una lámina delgada de platino en 1886, confeccionó una porcelana de baja fusión con la que recubría la hoja de platino y en 1889 patentó la manufactura de la corona jacket de porcelana.^{1,7}

Durante años se realizaron intentos consecutivos por reforzar la porcelana con metales, no obstante, fracasaron. Hasta el año 1962 M. Weinstein patentó la fabricación de coronas metal-cerámica con aleaciones de oro, estableciendo las bases para su manufactura actual.¹

En 1965 Mc. Lean y Hughes añadieron óxido de aluminio a la matriz de la porcelana feldespática, creando porcelana aluminosa con la que lograron la fabricación de coronas totalmente cerámicas de mayor dureza.¹

Más tarde durante la década de los ochenta se introdujo al mercado el sistema Cerestore®, un sistema cerámico libre de contracción con alta resistencia que podía utilizarse en el sector posterior. Posteriormente el sistema Hi-Ceram® se comercializó, contenía un porcentaje de alúmina similar a Cerestore® y agilizaba el proceso de manufactura, no obstante, la resistencia no era óptima.⁸

El sucesor de Hi-Ceram fue In-Ceram Alúmina® lanzado al mercado en 1988 con mayor contenido de alúmina y mayor dureza. Más adelante surge In-Ceram Spinell® que cuenta con mayores cualidades estéticas y menor resistencia.⁹



Figura 4. Corona anterior fabricada con In ceram Spinell®.¹⁰

El sistema Procera fue fabricado para la manufactura de coronas de alta precisión en 1983 por el Dr. Andersson, años más tarde fue el primero en usar CAD-CAM para hacer restauraciones cubiertas de composite.¹¹

En 1990 aparece IPS-Empress® una cerámica feldespática de alta resistencia reforzada con microcristales de leucita que previenen las microfracturas.¹²

All Ceram Procera® se desarrolló en 1993, contaba con una cofia de óxido de aluminio de alta pureza combinada con una porcelana de baja fusión en la superficie.¹³

Años más tarde se creó la tecnología CAD-CAM, con la que se permitía la fabricación rápida y eficiente de restauraciones cerámicas. En el mundo odontológico el uso de este sistema se ha vuelto habitual, más adelante se discutirá a profundidad.

1.3 Clasificación de la cerámica

Clasificar a estos materiales es de gran utilidad ya que permite que se formen puntos de vista unificados en torno al manejo, procesos de fabricación y temperaturas de fusión tomando en cuenta el grupo al que pertenece cada cerámica.

En la odontología actual existe una amplia variedad de cerámicas, así como criterios para poder clasificarlas, en este trabajo se mencionarán únicamente dos clasificaciones:

1.3.1. Clasificación por características estructurales

Kelly y Benetti propusieron la siguiente clasificación tomando en cuenta el contenido vítreo de cada cerámica, en la odontología actual es comúnmente usada.¹⁴

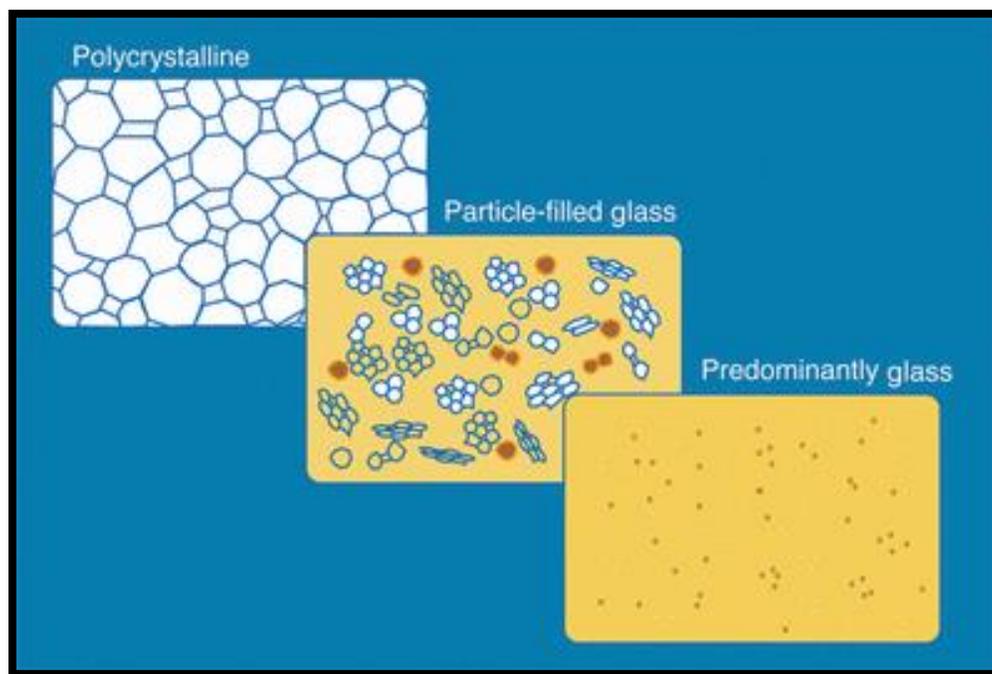


Figura 5. Según su microestructura, las cerámicas dentales se clasifican en tres tipos básicos: (1) predominantemente vítreas; (2) vitrocerámicas con partículas de relleno; y (3) completamente policristalinas.¹⁴



Cerámicas predominantemente vítreas

Las cerámicas feldespáticas pertenecen a este grupo, llevan este nombre por su contenido de feldespato, constituido por sílice (óxido de sílice) y alúmina (óxido de alúmina) por ello se les considera aluminosilicatos.¹⁵

Contienen una fase vítrea que constituye entre 75-85% de su masa y una fase cristalina menor al 17%, la primera es responsable de las propiedades ópticas y la segunda de las propiedades mecánicas.^{14, 15, 16}

Estos materiales son los que brindan mejores resultados estéticos por sus excelentes propiedades ópticas, al tener mayor cantidad de matriz vítrea dejan pasar la luz, como resultado son altamente translucidas. Sin embargo, son las cerámicas más débiles comparadas con otros materiales cerámicos, tienen baja resistencia a la fractura y a la flexión, los valores de este último oscilan entre 70 y 90 MPa. Por esta razón, su uso clínico está indicado en zonas con baja carga masticatoria y como recubrimiento de estructuras cerámicas y metálicas.^{14, 16}

Se les considera ácido sensibles, ya que el ácido fluorhídrico es capaz de dañar su matriz vítrea y exponer la fase cristalina, creando áreas de microretención e incrementando la fuerza de adhesión al agente de enlace.¹⁷

Con el aumento de la demanda de estos materiales surgieron cerámicas feldespáticas de alta resistencia, con una composición semejante a las predecesoras. Cuentan con una matriz vítrea y cristalina en mayor porcentaje, a la que se le añaden componentes de relleno como leucita, disilicato de litio y óxido de aluminio que mejoran sus propiedades mecánicas. No obstante, estas cerámicas son menos estéticas que las feldespáticas convencionales.^{15, 16}

Las cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita que se usan actualmente son: Optec-HSP® (Jeneric), Optec OPC® (Jeneric), Authentic® (Jensen), IPS Empress® (Ivoclar), IPS Empress Aesthetic® (Ivoclar), IPS Empress® CAD (Ivoclar), Finesse All-Ceramic® (Dentsply), Fortress® (Myron Int), VM 13® (Vita) y AllCeram® (Degudent).^{8, 15}



Figura 6 y 7. Preparación para restauraciones IPS Empress® en 1er y 2° premolar a la izquierda. Restauraciones luego de dos años de cementadas a la derecha.¹²

Vitro-cerámicas con partículas de relleno

Este grupo de cerámicas tiene a su vez dos subgrupos: las vitro-cerámicas (disilicato de litio) y las cerámicas con infiltración de vidrio.

Vitro-cerámicas

Para aumentar la resistencia de las cerámicas los fabricantes añadieron partículas cristalinas de relleno en mayor cantidad a la matriz vítrea, de esta forma es que surge el famoso disilicato de litio (L₂), silicato de litio o las también llamadas vitro-cerámicas.

^{14,16,18}

La fase cristalina de este material ocupa 70% de su volumen, está compuesta por disilicato de litio con ortofosfato de litio y cuenta con una microestructura de cristales

pequeños entrelazados en forma de placa que orientados aleatoriamente. Estos cristales en forma de aguja detienen la propagación de grietas y aumentan su resistencia a la flexión.¹⁸

Las cualidades estéticas de este material son bastante favorables incluso con el alto contenido de fase cristalina, esto debido al índice de refracción relativamente bajo de los cristales de disilicato de litio. Se puede usar en casos que requieran máxima estética ya que puede ser muy translúcido, los fabricantes han creado una gama amplia de opacidades, colores y sombras para asemejar cualquier color dental.^{16,19}



Figura 6. (1) Coronas de metal-cerámica en 11 y 12 con falta de translucidez, (2) Preparación para coronas de vitrocerámica, (3) Coronas finales IPS Empress 2® que muestran una mejor translucidez.¹⁸

Las propiedades mecánicas del material superan a las de las cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita, tienen una resistencia a la flexión entre 350 y 450 MPa y una resistencia a la fractura 3 veces mayor. El disilicato de litio se considera también una cerámica ácido sensible.^{18, 16}

Un punto fuerte para destacar es su biocompatibilidad, estudios in vitro realizados con este material arrojan baja retención de placa, además de permitir la adhesión y proliferación de células epiteliales humanas y fibroblastos gingivales. Por ende, si los



tejidos blandos tienen contacto directo con el disilicato de litio hay una respuesta tisular favorable.²⁰

Las indicaciones para usar disilicato de litio son: restauraciones soportadas por dientes o por implantes, entre ellas, coronas unitarias en el sector anterior y posterior, carillas anteriores y oclusales, inlays y onlays, en el caso de prótesis parcial fija se pueden fabricar puentes de hasta tres unidades con el segundo premolar como pilar terminal, según las indicaciones del fabricante.^{16, 20, 21}

Hay diferentes técnicas de confección para producir restauraciones con estas cerámicas, entre ellas están el prensado por calor o inyección y el sistema CAD-CAM. Para la producción por medio de este último, se usan bloques de cerámica de metasilicato de litio que tienen una resistencia a la flexión menor por lo que facilitan el fresado, posteriormente reciben un tratamiento térmico para obtener disilicato de litio.²⁰

Las vitrocerámicas más usadas en la actualidad son: IPS e.max Press® (Ivoclar) antes llamado Empress II® (Ivoclar) e IPS e.max CAD® (Ivoclar).²⁰

Cerámicas con infiltración de vidrio

Este tipo de cerámica también conocido como el grupo In-Ceram contiene una matriz vítrea que abarca el 30% de su estructura y una matriz cristalina del 70% que se constituye de alúmina, alúmina y zirconia o una mezcla de alúmina y magnesio llamada Spinell.²⁰

La fabricación de estos materiales se obtiene por el método coloidal (slip-casting) más tarde se realiza la infiltración de vidrio de baja viscosidad a altas temperaturas. De esta forma se obtiene un núcleo infiltrado con vidrio al que posteriormente se le coloca un recubrimiento de porcelana feldespática. Esta técnica produce un material con menor porosidad, menos defectos y una resistencia a la flexión de tres a cuatro veces mayor



que las cerámicas feldespáticas. Esta resistencia aumentada se debe a la mínima cantidad de fase vítrea, en la que la propagación de defectos se ve interrumpida por la alúmina o spinell.^{18, 19}

Los sistemas más representativos de este grupo son:

- In-Ceram® Alumina (Vita): está compuesto de un 70% de alúmina, tiene una resistencia a la flexión de aproximadamente 600 MPa. Sin embargo, es un material con baja estética por su opacidad, esto debido a la gran diferencia en el índice de refracción. Su uso clínico está indicado en coronas individuales y puentes anteriores de tres unidades.^{15, 18}
- In-Ceram® Spinell (Vita): fue creado como una modificación del sistema anterior, está constituido por "Espinela", una mezcla de alúmina y magnesio mencionada con anterioridad. Tiene una resistencia moderada de 350 MPa por lo tanto su uso se limita a coronas anteriores. Su punto más fuerte son propiedades ópticas únicas que brindan mejor estética que su antecesor, aunque su translucidez puede ser excesiva y dar una apariencia vidriosa.^{15, 18}
- In-Ceram® Zirconia (Vita): está compuesta de una mezcla de zirconia y alúmina logrando de esta forma un aumento drástico en la resistencia a la flexión en su núcleo, alrededor de 700 MPa. Sus características estéticas son muy pobres, debido a su baja translucidez, esto limita su uso al sector posterior.^{15, 18}

Cerámicas policristalinas

Las cerámicas de esta clase no contienen vidrio, únicamente una estructura policristalina, formada por átomos muy unidos entre sí lo que dificulta la progresión de grietas o defectos, esto los hace materiales sumamente resistentes. Dentro de este grupo encontramos a la zirconia y alúmina.^{14, 16}

La zirconia es un mineral natural, que contiene entre 80 y 90% de óxido de zirconio, este óxido tiene tres formas alotrópicas conocidas: monoclinica (m) que se encuentra a temperatura ambiente, la tetragonal (t) que se obtiene a ~ 1200 °C y cúbica (f) a 2370 °C.^{16, 18} Al enfriarse tiene una expansión volumétrica de entre 3-4%, en este momento pueden aparecer grietas, afortunadamente se descubrió que al añadir itria se mantiene estable a temperatura ambiente. Por ende, se le conoce como Zirconia Parcialmente Estabilizada por Itria o Y-TZP41.^{16, 22}

Esta cerámica tiene la capacidad de evitar la propagación de grietas por medio de un efecto de compresión donde los cristales que la componen cambian de estado tetragonal a monoclinico, aumentando de tamaño e interponiéndose en el avance del defecto.¹⁶

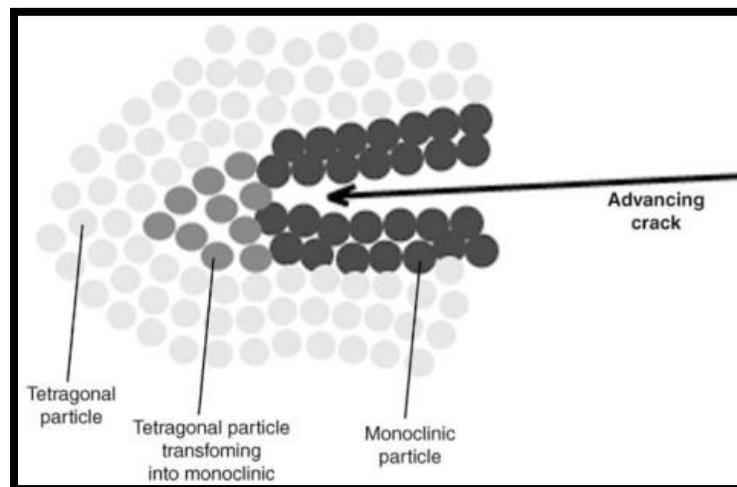


Figura 7. La flecha representa una grieta propagándose, los círculos negros son partículas monoclinicas, los grises son partículas tetragonales transformándose en monoclinicas y los blancos partículas tetragonales.²³

Cabe destacar que este material cuenta con cualidades mecánicas únicas, tiene una resistencia a la flexión de entre 900 y 1500 MPa, además de una resistencia a la fractura mayor a cualquier cerámica reportada previamente.¹⁵

Este material no es susceptible a técnicas de grabado ácido por lo que se considera ácido resistente a diferencia de las cerámicas mencionadas anteriormente.²⁰

La zirconia tiene una opacidad mucho mayor a las cerámicas vítreas, por consiguiente, los resultados en zonas de alto requerimiento estético no son los óptimos. Comúnmente se usan como subestructuras sobre la cuales se coloca cerámica feldespática para obtener mayor translucidez.¹⁴ En años recientes se ha desarrollado zirconia con mayor translucidez conservando su resistencia, esto ha provocado la diversificación de su uso sin necesidad de revestimientos, además, se considera un material biocompatible ya que no se han encontrado efectos adversos de los tejidos en contacto con esta cerámica.²²



Figura 7. Ambos incisivos centrales se restauraron con coronas de zirconio recubiertas (Y-Z, Vita). La foto en espejo (arriba) demuestra la translucidez del material.¹⁴

La manufactura de restauraciones con este compuesto se puede realizar mediante tecnología CAD-CAM a través de dos técnicas: fresado de prótesis a partir de bloques



de zirconia previamente sinterizada y fresado de un bloque con mayores dimensiones previo a la sinterización para compensar la contracción.²²

Actualmente las marcas de zirconia más comercializadas son: Cercon® (Dentsply), Lava™ (3M-ESPE), In-Ceram Zirconia® YZ (Vita), DC Zirkon® DZ (DCS), IPS e.max ZIRCAD® (Ivoclar) y NobelProcera® Zirconia (Nobel Biocare).^{16, 18}

Cerámicas híbridas

La clasificación propuesta por Kelly y Benetti no involucra este grupo de materiales debido a su reciente lanzamiento al mercado, sin embargo, la Asociación Dental Americana (ADA) los clasifica como cerámicas por lo que no debemos restarles importancia.²⁴

Esta categoría involucra a los materiales que poseen una matriz orgánica con un relleno de partículas cerámicas, están predominantemente compuestas de una fase vítrea aproximadamente en un 86%.^{16, 24}

Presentan un módulo de elasticidad similar a la dentina, entre 16-20, 3 GPa, que mejora la distribución del estrés cuando se están ejerciendo cargas masticatorias, ninguna cerámica o composite tiene esta característica. Asimismo, cuentan con una resistencia flexural de hasta 160 MPa, tres veces mayor que las cerámicas feldespáticas y la mitad del disilicato de litio. Su uso está indicado para la fabricación de inlays, onlays, overlays, carillas y coronas.¹⁶

Las cerámicas híbridas generalmente se fabrican por medio de tecnología CAD-CAM, posteriormente se polimerizan por calor o por presión. Algunas marcas comerciales de estos componentes son: Lava Ultimate® (3M ESPE), Enamic® (Vita), Cerasmart® (GC Europe), Brava Block® (FGM) y Paradigm MZ100 block® (3M ESPE).^{16, 24}



1.3.2. Clasificación por técnica de confección

Existen distintas técnicas para manufacturar restauraciones cerámicas en el laboratorio, desde procedimientos relativamente sencillos hasta técnicas que involucran tecnología avanzada. En esta clasificación catalogaremos a las cerámicas dentro de tres sistemas de confección:

Técnica de condensación sobre muñón refractario

También llamada técnica convencional, en este proceso se requiere un segundo modelo de trabajo que está hecho de un material refractario que no sufre de cambios dimensionales a altas temperaturas. ^{15, 25}

La cerámica se encuentra en polvo y se mezcla con un líquido (agua o agua con glicerina) para obtener una masa moldeable que se aplica sobre el modelo. Más tarde la cerámica se somete a temperaturas elevadas para su cocción, una vez lista la restauración se elimina el material refractario por medio de arenado y se verifica el ajuste en el modelo primario. ^{15, 25}

Las cerámicas que se emplean para este procedimiento son: Vitadur Alpha®, Vita VMK 7®, Vita VMK 13® Optec®-HPS (Jeneric), Mirage II® Fiber (Myron Int), Hi-Ceram® (Vita), In-Ceram® Alúmina, Spinell y Zirconia (Vita) y Fortress® (Myron Int). ^{15, 25}

Técnica de inyección por presión (sustitución de la cera perdida)

En esta técnica se fabrica un patrón de cera de la restauración o muñón planeado que más tarde se transformará en cerámica, este proceso es el mismo para la fabricación de restauraciones de metal. Tras este paso, el patrón se coloca en un cilindro con material refractario, se elimina la cera y se forma un molde. ^{15, 25}

Los bloques de cerámica se someten a altas temperaturas para poder ser inyectados a presión en el molde gracias a un pistón, por esta razón también se conoce como técnica de prensado en caliente.^{15, 25}

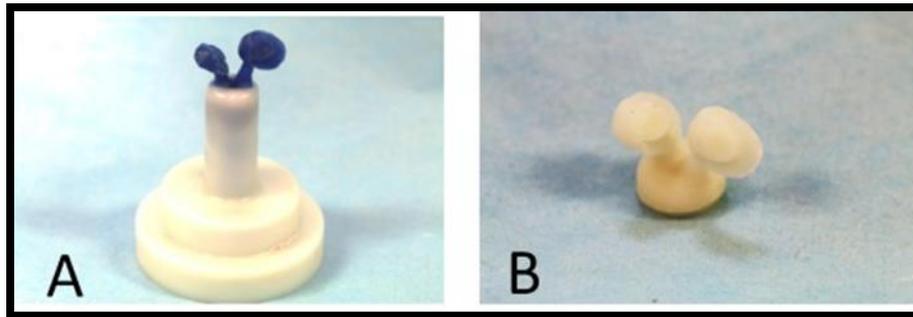


Figura 8. A) Dos patrones de cera unidos a una espiga. B) Patrón de cerámica sin revestimiento que reproduce los dos patrones de cera.¹⁵

Algunos ejemplos de marcas de cerámica que usan esta técnica son: IPS Empress I y II® (Ivoclar), e.max® Press (Ivoclar), IPS-Empress Esthetic® (Ivoclar) y Finesse® All Ceramic (Dentsply).^{15, 25}

Técnica de procesamiento por ordenador

El sistema de diseño asistido por computadora y manufactura asistida por computadora (CAD-CAM por sus siglas en inglés) es tecnología cada vez más usada, con la cual se pueden diseñar y fabricar prótesis cerámicas de manera eficaz.¹⁵

El uso de este sistema se divide en tres fases principales: digitalización con escáner, diseño 3D y manufactura. Existen dos formas de fabricar restauraciones con CAD-CAM: realizarlas en el consultorio dental en una sola visita, es necesario contar con un escáner intraoral que reemplaza la impresión convencional, además del software o enviar la impresión al laboratorio que realiza el diseño y manufactura (fresado o tallado).^{15, 18, 26}



Figura 9. Flujo de trabajo CAD-CAM.²⁶

El uso de CAD-CAM implica múltiples ventajas a comparación de otras técnicas de fabricación, entre ellas está la reducción del tiempo de trabajo, permite una revisión minuciosa de la preparación antes del fresado, disminución de errores humanos. Al usar el escáner digital se pueden prevenir infecciones cruzadas, reducir costos de materiales de impresión y aminorar la molestia al paciente durante el procedimiento. Por otra parte, los equipos para poder usar esta tecnología son muy costosos al igual que su mantenimiento e insumos; por esta razón, se considera una técnica de fabricación que no es accesible para todos.^{15, 25}

Algunas de las cerámicas comerciales que se pueden fabricar por medio de CAD-CAM son: IPS e.max ZirCAD® (Ivoclar), IPS empress® CAD (Ivoclar), IPS e.max ® CAD (Ivoclar), DC Zircon® (DCS), Nobel Procera ® Zirconia (Nobel Biocare), Lava Plus Zirconia (3M), Cerec Blocs (Dentsply), Vitablocs (Vita) y Vita YZ® (Vita).^{15, 27}

CAPÍTULO 2 TECNOLOGÍA CAD CAM

2.1 Antecedentes

En 1971 François Duret adaptó el sistema CAD-CAM existente en otras industrias al mundo odontológico, fabricando coronas a partir de una impresión óptica y usando una fresadora de control numérico. El obtuvo la primera restauración fabricada con este sistema.¹³

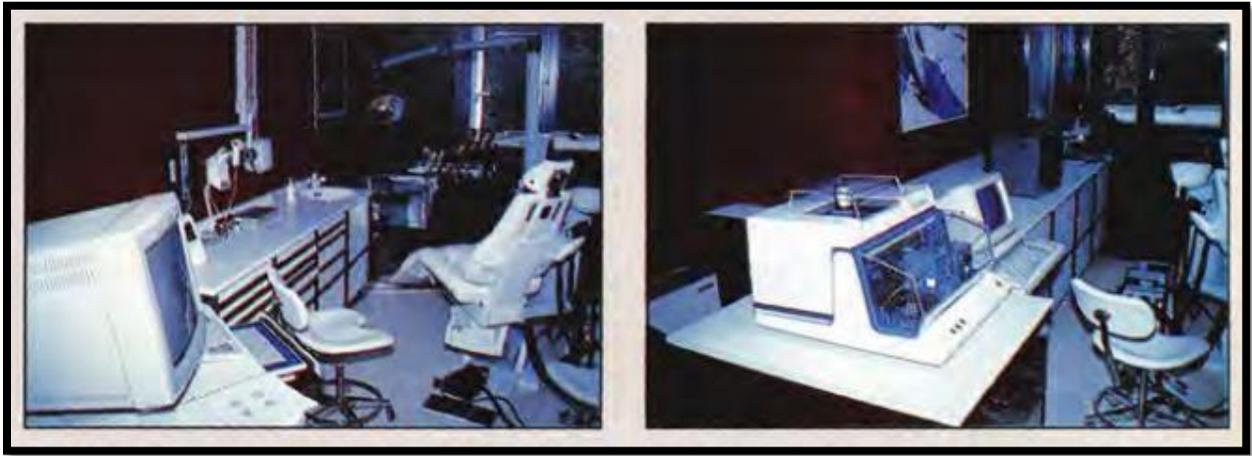


Figura 10. Laboratorio dental con el sistema CAD-CAM de Duret, incluyendo máquina de fresado a la izquierda.²⁸

Por otra parte, el Dr. Werner Mörmann y el ingeniero Marco Brandestini en Zúrich, Alemania desarrollaron el primer sistema comercial CAD-CAM, llamado CEREC 1. (Sirona Dental Systems). En 1985 se colocó en un consultorio la primera restauración de cerámica manufacturada con este sistema.^{13, 29}

Posteriormente se lanzó el sistema CAD-CAM Lava™ (3M ESPE) en el año 2002, las marcas actualmente más comercializadas son: DCS® (DCS), Wieland® (Ivoclar). Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava™ (3M Espe), Cercon® (Dentsply), Everest (Kavo), Zirconsahn® (Zirconzahn®), Wieland® (Ivoclar) y Hint-Els® (Hint-Els).²⁵

La popularidad creciente en la fabricación de restauraciones por medio del sistema CAD-CAM y sus correspondientes avances tecnológicos permiten la fabricación actual de restauraciones cerámicas en todas sus variantes: carillas, subestructuras de implantes, puentes, inlays, onlays, overlays, coronas unitarias, entre otras.

2.2 Componentes

Tres principales componentes conforman el sistema CAD-CAM:

- Unidad de recolección de datos: recopila información de la preparación, estructuras adyacentes y antagonistas por medio de un escáner. Existen dos formas de realizarlo:
 - Directo: mediante un escáner intraoral
 - Indirecto: con ayuda de un escáner de laboratorio, se reúne información de un modelo de trabajo o impresión.
- Software de diseño (CAD): permite la planificación y diseño de restauraciones en 3D a través de un modelo de trabajo virtual.
- Software de manufactura (CAM): gracias a este, es posible fabricar la restauración diseñada con la ayuda de una máquina de fresado.^{30,31}

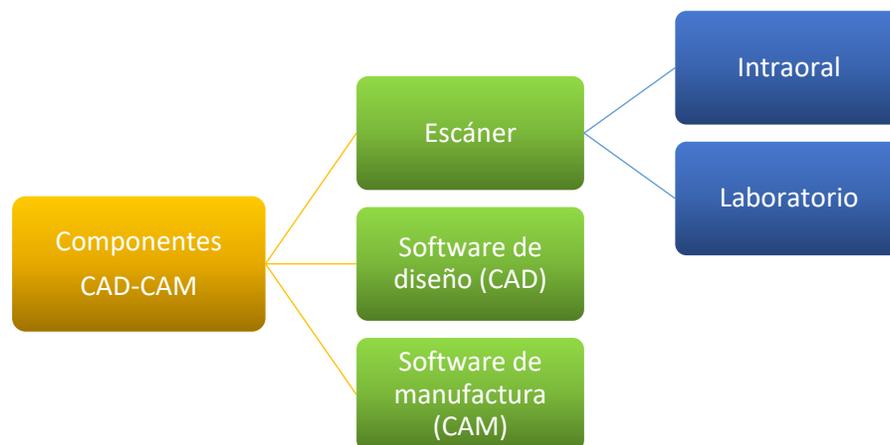


Figura 11. Componentes del sistema CAD-CAM.^{30,31}



2.3 Flujo de trabajo

2.3.1. Digitalización/ Escaneo

El primer paso para el uso de tecnología CAD-CAM en odontología es la digitalización de la preparación sobre la cual se asentará la futura restauración, esto se realiza por medio de escaneo tridimensional. Hoy en día existen distintas formas de escanear la superficie, en general las podemos clasificar en: técnica directa y técnica indirecta.

Escáner intraoral

La técnica directa consiste en escanear la preparación dentro de la boca del paciente, para posteriormente fabricar una restauración. Para lo cual se requiere de un escáner digital intraoral de tipo óptico para uso dentro del consultorio dental, existen dos tipos de escáneres intraorales. Los primeros se componen de una cámara posicionada en distintos ángulos que recopila imágenes con una extensión de 3 dientes para poder registrar todas las superficies, imposible de realizar únicamente con una vista oclusal; las áreas que no se visualizan en las imágenes superpuestas se completan virtualmente gracias al software. Algunas marcas comerciales de este tipo de escáner intraoral son: iTero® (Align Technology), PlanScan® (Planmeca), Planmeca Emerald® (Emerald), CS 3500® (Carestream Dental LLC) y Trios® (3 shape).^{26,30}

En segundo lugar, tenemos a los escáneres que cuentan con videocámaras para recabar la información de la preparación y superficies adyacentes, algunos ejemplos son: True Definition scanner® (Lava™ Chairside Oral Scanner, COS), Apollo DI® (Sirona) y OmniCam® (Sirona).^{26,30}

En algunos sistemas de escaneo se puede realizar un escaneo previo a la preparación, para analizar planos oclusales y anatomía dental existente. Antes de iniciar con el procedimiento es necesario retraer los márgenes gingivales para garantizar que el escáner llegue a la línea de terminado. El operador debe controlar la punta del escáner y moverla en distintas direcciones, el fabricante indica la secuencia para la captura de

imagen. Más tarde las imágenes obtenidas se transmiten al sistema CAD a través de archivos STL.³⁰

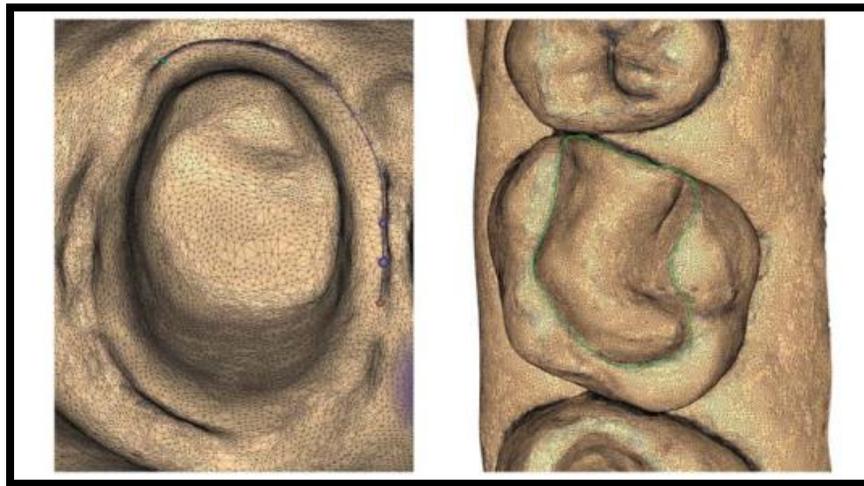


Figura 12. Información de la superficie obtenida por escáneres intraorales.²⁶

Escáner de laboratorio

La técnica de escaneo indirecta se realiza por medio de un modelo de trabajo o una impresión convencional, es necesario contar con un escáner de laboratorio del cual existen dos tipos: ópticos y mecánicos.³⁰

- **Escáner óptico:** captan la superficie del diente preparado por medio de la proyección de una luz sobre la estructura dental a un ángulo definido, cuando existe un cambio en la profundidad la cámara receptora lo registra a través de un sensor digital. Más tarde la computadora crea un modelo virtual 3D con los puntos de profundidad recopilados. Las ventajas de los escáneres ópticos es su alta sensibilidad, baja distorsión y rapidez, esta forma de digitalización puede realizarse gracias a dos tipos de escáneres: láser y luz estructurada.^{30,31,32}

Los escáneres láser usan un patrón lineal de luz en una dimensión para obtener los datos tridimensionales, mientras que los escáneres de luz estructurada lo hacen por medio de un patrón bidimensional de luz. Algunas marcas comerciales de escáneres



ópticos son: Cerec® (Sirona), Cercon® (Dentsply), 3Shape® (3Shape), i3® (Cynoprod), Lava™ (3M ESPE), S300 ARTI® (Zirkonzahn) y Everest® (Kavo).^{30,31,32}

- **Escáner mecánico:** obtienen datos de la superficie mediante contacto físico, con la ayuda de una bola, aguja, pin o sonda se explora la superficie del modelo mientras este se encuentra sujeto. Estos datos de la superficie sirven para construir un modelo tridimensional. Es un proceso tardado y poco preciso ya que el pin no puede copiar irregularidades o detalles de la preparación. Los escáneres comercializados con esta tecnología son: Procera® (Nobel Biocare), DCS®, Reinshaw Dental Scanner® (Reinshaw).^{30,31}

2.3.2. Diseño 3D (CAD)

Gracias al software especializado de diseño (CAD) se puede crear un modelo virtual 3D de la futura restauración, existen softwares para usarse en el consultorio dental y otros para la fabricación en laboratorio. En general, los softwares para consultorio dental son más fáciles de manipular, sin embargo, están creados para el diseño de prótesis unitarias por lo que se complica la fabricación de restauraciones más extensas. Algunos softwares para consultorio dental comercializados actualmente son: Chair-sideCAD® (exocad), 3Shape TRIOS Design Studio® (3 Shape), Zirkonzahn.Software® (Zirkonzahn), CEREC software® (Dentsply Sirona) y DWOS Chairside Design Software® (Dental Wings).^{26,31}

Los softwares para uso de laboratorio dental tienen oportunidad de diseñar una amplia gama de posibilidades, desde prótesis totales, prótesis fija, prótesis parcial removible, inlays, onlays, carillas, cofias, hasta provisionales, encerados diagnósticos, postes, guías quirúrgicas de implantes, férulas, etc., lo que los hace sumamente útiles.

En primer lugar, para poder diseñar en el software es necesario crear una orden de trabajo en la que se identifica los dientes a restaurar, el nombre de paciente, el nombre

del operador y el material de la restauración. Más tarde, se recortan las partes que no se ocuparán o sobrantes del modelo virtual 3D. Posteriormente, se hace un acercamiento del modelo en la zona donde se colocará la restauración, se delimita el margen de la preparación y se selecciona el eje de inserción. El software cuenta con morfología precargada en su biblioteca virtual que se puede usar para el diseño, casi siempre es necesario realizar modificaciones manuales con las herramientas de diseño para lograr resultados naturales. Una vez que el diseño está listo es transformado en una serie de comandos, que a su vez accionan la fabricación de la restauración diseñada.^{26,30,31}

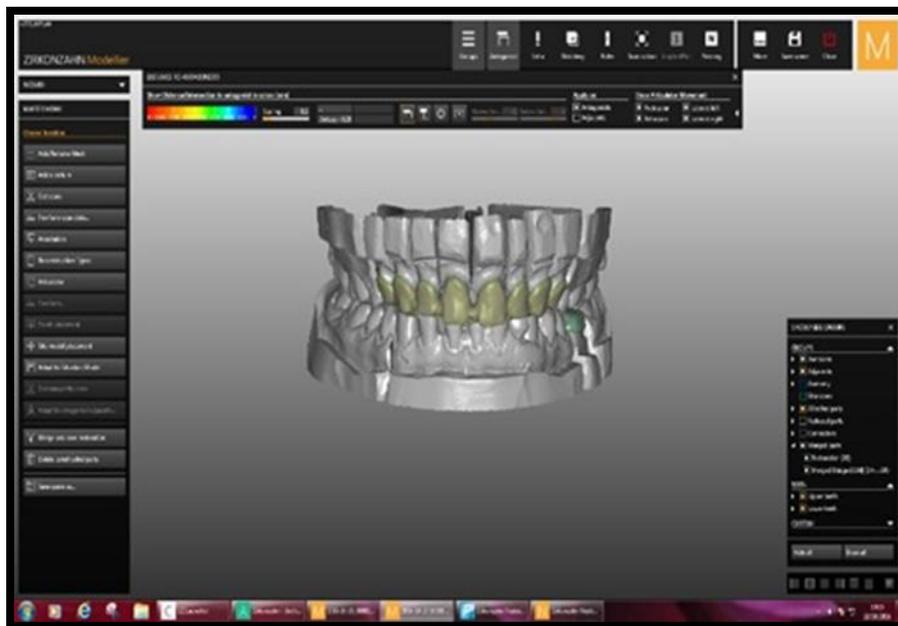


Figura 13. Diseño virtual de restauraciones.²²

2.3.3. Fresado (CAM)

Para la transformación del modelo virtual 3D a su representación física es necesario contar con un software especializado en manufactura (CAM). Existen dos métodos para la fabricación de restauraciones: el sustractivo y el aditivo.^{26,31}

Método sustractivo

El método sustractivo consiste en fresar grandes bloques o discos del material de elección mediante fresas de carburo de tungsteno, diamante o discos adiamantados. Esta forma de manufactura es bastante efectiva, no obstante, genera una gran pérdida de material ya que desperdicia el 90% del disco para fabricar una restauración convencional.^{36,30,31}

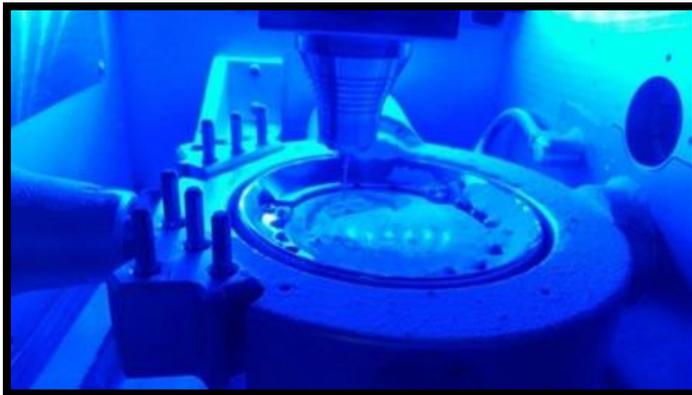


Figura 14 y 15. Fresado de disco de zirconia a la izquierda, restauración fresada a la derecha.²²

La tecnología sustractiva puede clasificarse por:

- **El número de ejes de rotación**

Actualmente se fabrican fresadoras de 3, 4 y 5 ejes de rotación, todas llevan una trayectoria lineal de arriba abajo en distintos ejes (x, y, z), la diferencia sustancial está en el número de rotaciones del disco. La fresadora de 4 ejes tiene una rotación A en el eje X, mientras que la fresadora de 5 cuenta con la rotación A



más una rotación B en el eje Y. Entre mayor cantidad de ejes tenga el aparato mayor precisión tendrá el fresado, la fresadora de 5 ejes puede fresar socavados en todas las direcciones, además de fabricar restauraciones de mayor complejidad.³⁰

- **Fresado con irrigación o en seco**

Las máquinas fresadoras deben configurar su irrigación dependiendo del material a fresar, por ejemplo, la zirconia, disilicato de litio y leucita por su dureza requieren mayor velocidad para el fresado y una buena irrigación para prevenir el sobrecalentamiento.³⁰

Materiales como resina, PMMA, poliuretano, cera, zirconia presinterizada y metal cromo-cobalto, al ser menos duros no requieren irrigación durante su manufactura.³⁰

Método aditivo

Como alternativa al método anterior ha surgido el método aditivo, que forma la restauración a partir de los datos del modelo 3D por medio de la colocación de capas del material. Por cada milímetro del material se depositan entre 5 y 20 capas de material. Existen distintas técnicas que se pueden usar para fabricar restauraciones a través de este método, entre ellas están:

- **Stereolitografía, SLA (Stereolithography):** Se fabrican restauraciones por medio de un láser ultravioleta que solidifica secciones del objeto a partir de polímero líquido en una tina. Solo se puede usar en algunos materiales. Da un buen terminado y desperdicia menor cantidad de material.^{30,31,33}

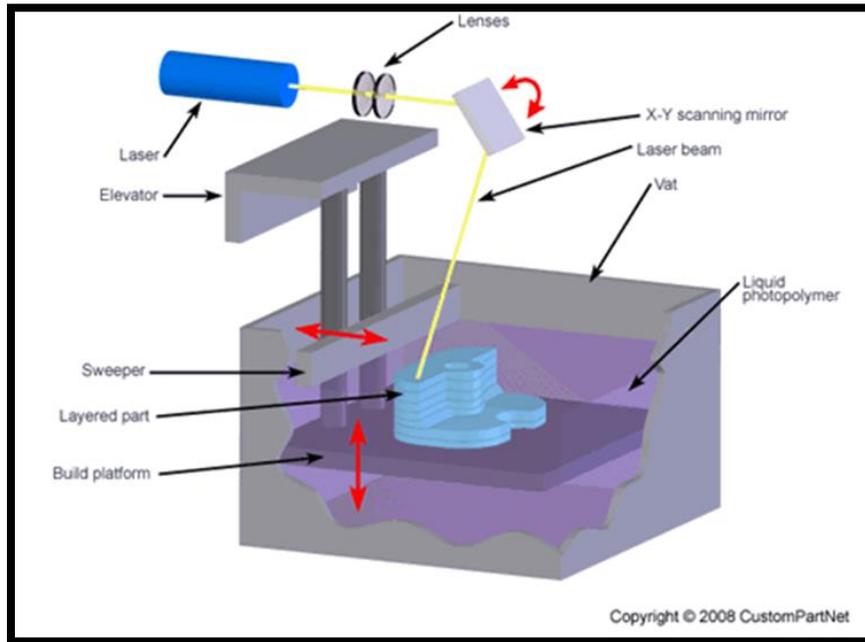


Figura 16. Funcionamiento de Stereolitografía, secciones del objeto en azul cielo, laser amarillo y fotopolímero líquido en morado.³⁴

- **Sinterizado láser selectivo, SLS (Selective laser sintering):** Funciona con un láser que, en vez de cortar, sinteriza poco a poco el material. Puede usarse en cerámica o metal, que se usan en forma de polvo. No deja remanentes de material.^{30,31,33}
- **Modelado por deposición fundida, FDM (Fused deposition modelling):** El material usado es termoplástico, se calienta y es añadido en capas. El cabezal de impresión tiene varias boquillas y extruye diferentes tipos de material al mismo tiempo.^{30,31,33}
- **Fusión por haz de electrones EBM (Electron Beam Melting):** Esta tecnología forma el modelo colocando capas de polvo con base en el modelo CAD diseñado previamente. Más tarde se fusiona el polvo con un haz de electrones en un vacuum.^{30,31,33}

- **Manufactura por laminado de objeto, LOM (Laminated Object Manufacturing):** Se fabrica usando láminas del material seleccionado, posteriormente se corta el material con un láser y se aplanan con un rodillo. Es necesario colocar adhesivo para fusionar las láminas.^{30,31,33}

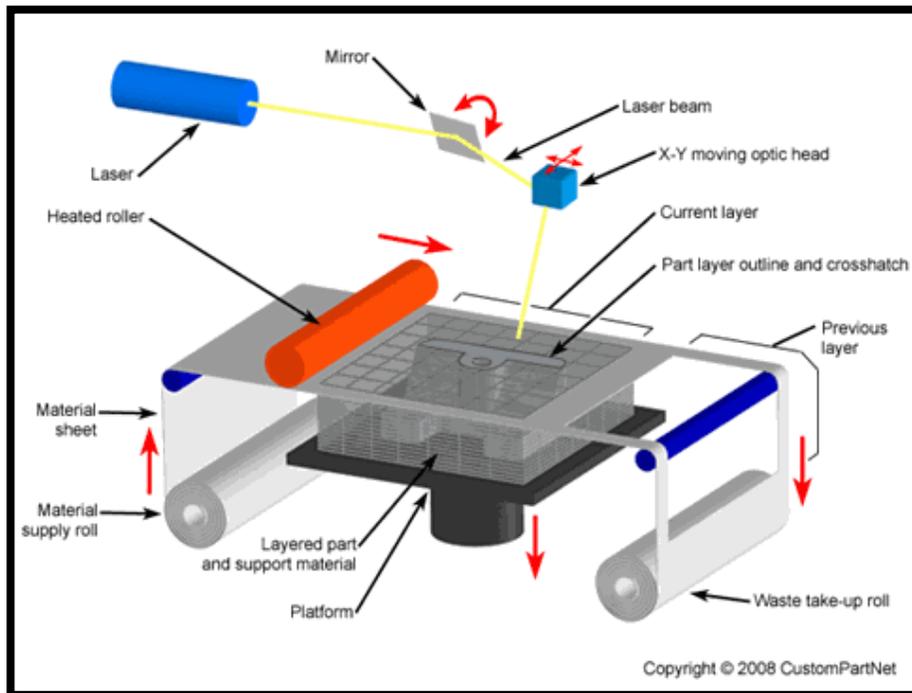


Figura 17. Funcionamiento de manufacturado por laminado de objeto. Láser color amarillo, láminas de material blancas y rodillo caliente en naranja.³⁵

- **Impresión 3D:** Actualmente existen múltiples tecnologías con las que podemos realizar impresiones 3D, podemos mencionar:
 - Polyjet 3D printing (PJP): Se fabrica el modelo 3D con acrílico curable por medio de luz ultravioleta. Tiene excelentes resultados anatómicos, se usa en el campo de la medicina y odontología.
 - Inkjet 3D printing (IJP): Se utilizan distintos fluidos para la impresión, el más común es una solución de polímeros que se coloca por capas. Esta forma de impresión es más rápida y menos costosa.



2.4 Ventajas y desventajas

La tecnología CAD-CAM es ampliamente usada en el mundo odontológico actual

Ventajas

Disminución de tiempo de trabajo, si se cuenta con el escáner intraoral se ahorran varios pasos, la impresión, el vaciado del modelo, el encerado diagnóstico, el encerado final y el colado, reduciendo el número de visitas del paciente. Además, se ahorraría el costo de insumos necesarios para la técnica convencional, así como el costo de laboratorio. Por otra parte, el trabajo se puede almacenar en el sistema y repetirlo o modificarlo rápidamente, se reducen los errores humanos y es mucho más sencillo diseñar restauraciones por medio del software que por medio de técnicas convencionales. Se ha comprobado la excelente calidad y exactitud de las restauraciones CAD-CAM. Podemos obtener restauraciones de alta estética, es posible igualar cualquier tono del sustrato dental. (Tabla 1)

Desventajas

La inversión inicial de los elementos que componen la tecnología CAD-CAM es muy elevada. Aparte de ello, es necesario una capacitación previa para poder manejar el software, esto sugiere un costo extra. La mayoría de los softwares CAD-CAM requieren un mantenimiento constante, provocando aún más gastos.

Los datos de los trabajos fabricados dependen de una computadora, de manera que, si se descompone el equipo, entra algún virus o hackean el sistema, se pierde todo el trabajo. Las preparaciones dentales fresadas por el clínico deben ser muy precisas y con ciertas características para que el software pueda fabricar restauraciones sobre ellas. (Tabla 1) ^{13,30}



Tabla 1 Ventajas y desventajas	
Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none">• Menor tiempo de trabajo• Menos citas requeridas• Ahorro en costos de insumos para impresión, encerado, vaciado, etc.• No hay costo de laboratorio• Menos errores• Es sencillo repetir o modificar trabajos• Buena calidad y exactitud• Excelente estética	<ul style="list-style-type: none">• Inversión inicial elevada• Costos de capacitación• Costos de mantenimiento• Los datos se pueden perder en caso de que la computadora falle• Se requiere alta precisión en las preparaciones

Tabla 1. Ventajas y desventajas del sistema CAD-CAM.



CAPÍTULO 3 ADAPTACIÓN MARGINAL

3.1 Definición

Según el glosario de términos protodónticos, la adaptación marginal se define como el grado de proximidad de un material de restauración a la preparación realizada sobre el diente a restaurar.³⁷ También se puede definir como la exactitud con la que una restauración encaja sobre la línea de terminación.³⁸

El éxito de una restauración se determina por tres factores principales: estética, resistencia a la fractura y adaptación marginal. Al existir una pobre adaptación marginal se originan problemas en los dientes y tejidos periodontales. Existe mayor acumulación bacteriana, filtraciones, disolución de cemento, por lo tanto, puede aparecer caries secundaria y afección pulpar. Se ha demostrado que el aumento de carga bacteriana puede producir enfermedad periodontal.³⁸

3.2 Conceptos

La definición de este concepto no es universal, ya que varía mucho su interpretación dependiendo del autor. Como consecuencia, hay errores y malentendidos en la comprensión de los estudios en torno a la adaptación marginal.³⁸

Dadas las circunstancias, Holmes y Bayne³⁸ proponen una definición en términos de desajuste, así como delimitar y conceptualizar varias medidas entre la superficie del diente y la superficie de la restauración:

- **Desajuste interno:** medida perpendicular de la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- **Desajuste marginal:** medida perpendicular de la superficie marginal de la restauración a la pared axial de la preparación.

- **Discrepancia marginal vertical:** medida vertical paralela a la vía de inserción de la restauración, que va del margen de la restauración al ángulo cavo superficial de la preparación.
- **Discrepancia marginal horizontal:** medida horizontal perpendicular a la vía de inserción de la restauración, que va del margen de la restauración al ángulo cavo superficial de la preparación.
- **Margen sobreextendido:** la distancia perpendicular del desajuste interno a la superficie marginal de la restauración.
- **Margen infraextendido:** la distancia perpendicular desde el desajuste interno a el ángulo cavo superficial de la preparación.
- **Desajuste marginal absoluto:** la combinación angular de la discrepancia horizontal marginal y la discrepancia vertical marginal. Es la distancia total del margen de la restauración al ángulo cavo superficial de la preparación.

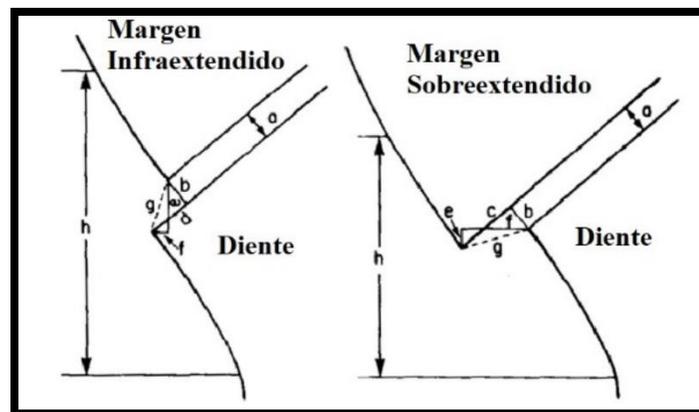


Figura 19. Terminología para determinar el desajuste de restauraciones, a) desajuste interno, b) desajuste marginal, c) margen sobreextendido, d) margen infraextendido, e) discrepancia marginal vertical, f) discrepancia marginal horizontal, g) desajuste marginal absoluto.³⁸



3.3 Factores que afectan la adaptación marginal

Como ya mencionamos, la adaptación marginal se relaciona estrechamente con el éxito y durabilidad de las restauraciones en prótesis fija. Por lo tanto, es importante conocer que factores son los que influyen en la evaluación del desajuste de las restauraciones cerámicas, tales como:

Línea de terminado

La elección de la línea de terminado cervical en una preparación es uno de los factores más importantes para determinar el ajuste adecuado de una restauración. Este tema ha generado discusión, ya que dependiendo el autor varía el criterio para la elección del tipo de línea de terminado en las cerámicas. Sin embargo, se prefiere una línea de terminado en chamfer o chaflán, dado que, varios autores concluyen que ésta tiene mayor ajuste comparado con una terminación en hombro recto. Además, este tipo de terminación requiere una preparación menos invasiva. Se recomienda que la posición de la línea de terminado sea supragingival para evitar la inflamación gingival. En el caso de restauraciones CAD-CAM se prefiere una línea de terminado en chamfer profundo, una variante del chamfer convencional, junto con ángulos internos redondeados.^{30,39,40}

Angulación de la preparación

Se refiere al ángulo que forma la superficie axial preparada y el eje del diente o a la convergencia oclusal total que se define como; el ángulo que forman 2 paredes axiales opuestas cuyo valor es el doble que el ángulo de la preparación. Los valores de angulación propuestos por Shillinburg et al. parecen ser los correctos para la mayor parte de materiales, un ángulo de convergencia oclusal total entre 10°-22°. Beuer et al. argumentan que al reducir la convergencia oclusal (4°-10°) disminuye la presión hidráulica del agente cementante y es más fácil que salga el exceso de material. En el



caso de las cerámicas fabricadas con CAD-CAM, se recomienda una convergencia oclusal de 4° a 6°, que permite un adecuado escaneo de las preparaciones.^{30,41,42}

Cementación

Es importante evitar que el espacio que ocupa el agente cementante interfiera con el asentamiento de la corona. Jogensen y Petersen demostraron que una cementación inadecuada puede originar discrepancias marginales. Se considera aceptable que el cemento tenga un grosor de entre 20 μm y 40 μm , de esta forma, se reduce el desajuste marginal conservando la retención y resistencia de la restauración.^{41,42}

Método de fabricación de las restauraciones

Algunos investigadores adjudican el aumento de las brechas marginales a distorsiones generadas en la fabricación de las copias. Durante la cocción de coronas con varias capas de porcelana, cada material cerámico tiene diferente coeficiente de expansión. Esto puede originar que durante el enfriamiento se genere tensión y existan deformaciones.^{41,42}

Técnicas de medición

En estudios académicos se han usado distintos métodos de medición para evaluar el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas, esto puede modificar los resultados obtenidos.



3.4 Técnicas de medición

Los métodos de medición actuales pueden realizarse in vivo e in vitro, las mediciones in vivo se pueden realizar con un explorador dental, reproduciendo la zona marginal con silicona y midiéndola con un microscopio. Sin embargo, los resultados de estas mediciones no son muy fiables, la mayor parte de los estudios actuales son in vitro.^{41,43} En general, podemos clasificar a las técnicas de medición in vitro en dos grandes grupos:

3.4.1. Métodos directos

Microscopia directa

Es el método más popular de medición, puede realizarse mediante microscopio óptico, microscopio electrónico de barrido, microtomografía de rayos x, estereomicroscopio y microscopios digitales. Generalmente se usa en estudios de microfiltración donde se coloca una tinción sobre los márgenes de la restauración, después se evalúa que tan amplia fue la microfiltración en el área marginal. Desafortunadamente tiene algunas desventajas, primero, es difícil seleccionar los puntos de referencia para realizar la medición y, en segundo lugar, pueden generarse errores de proyección. Si comparamos la precisión de los microscopios usados, se ha demostrado que el microscopio electrónico de barrido arroja imágenes más realistas que un microscopio óptico, sobre todo en casos de anatomía compleja.^{41,43}

Perfilometría

Realiza mediciones del desajuste marginal por medio de un perfilómetro, un aparato creado inicialmente para medir la rugosidad de la superficie. Agranda y proyecta la imagen de la muestra en una pantalla, se puede ajustar en los planos vertical (x), horizontal (y) y de enfoque (z). Se usa para medir indirectamente la discrepancia

marginal absoluta, en algunas ocasiones los resultados pueden generar falsas interpretaciones.^{41,44,45}

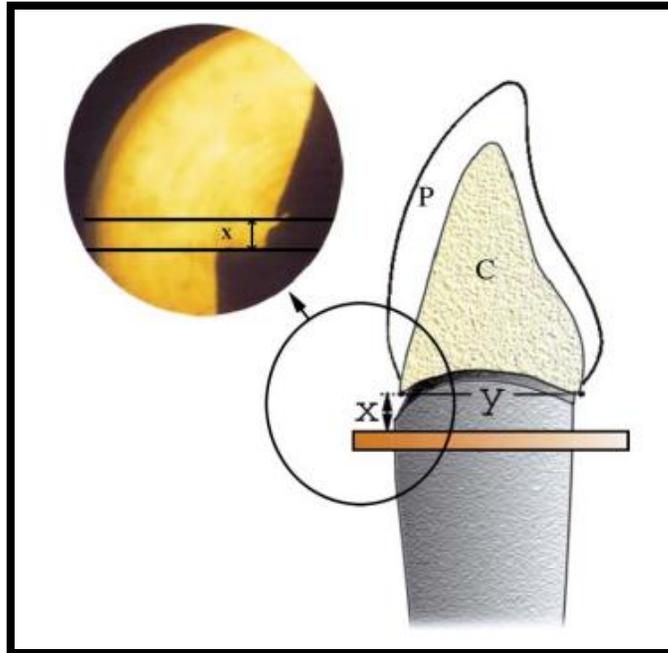


Figura 20. Sitio donde se midió desajuste marginal con perfilómetro. (x) distancia entre el margen externo de la corona y el anillo de referencia; (y) distancia entre los puntos más externos del margen de la cofia; (c) núcleo; (p) porcelana. ⁴⁵

Sección transversal

Esta técnica no destructiva permite la medición del desajuste marginal y el grosor del cemento en un plano horizontal y vertical, esto reduce errores en el posicionamiento. Desafortunadamente, este método no permite que se analicen las mismas muestras antes y después de cada etapa de manufactura y las mediciones realizadas se limitan al plano de corte, que no representan el ajuste total de la corona.^{41,45}



3.4.2. Métodos indirectos

Réplica mediante impresión

Consiste en colocar silicona de cuerpo ligero en la parte interna de la restauración, para luego situar la corona sobre la preparación simulando el proceso de cementado, posteriormente retirar la corona y por último distribuir silicona pesada sobre la película fina para poder retirarla. Por lo general, la capa de silicona ligera se secciona y se mide en diferentes sitios, la medición se puede realizar con microscopios o videografía láser. Existe una modificación de esta técnica en la que primero se posiciona la corona, después se toma una impresión externa del espacio marginal, al final se vacía la impresión con resina epóxica y se mide el modelo obtenido. No obstante, esta última técnica tiende a presentar errores, se dificulta la identificación de líneas de terminado y márgenes de la corona, frecuentemente existe desgarro de la película de silicona al retirarla, además si no se realizan las secciones adecuadamente pueden haber mediciones erróneas. Para obtener resultados fiables en ambas técnicas es necesario usar silicona de baja viscosidad para imitar el grosor del agente cementante.^{41,44}



3.5 Comparación de sistemas cerámicos con distintas técnicas de fabricación

Es complicado encontrar un valor exacto de discrepancia marginal aceptable en la literatura actual, ya que ha existido una discusión constante en relación con la medida ideal. McLean y Von Fraunhofer concluyeron que 120 μm era el límite de desajuste marginal en una restauración, por lo que hoy en día se consideran clínicamente aceptables discrepancias marginales entre 50 y 120 μm en las restauraciones. La Asociación Dental Americana en su especificación número 8 propone que el espesor del agente cementante tipo I no debe pasar de 25 μm o 40 μm en caso del tipo II, aunque es difícil que se alcancen estos valores en una restauración. ^{41,46}

Los sistemas CAD-CAM deben ser capaces de fabricar restauraciones precisas de cualquier material para considerar las restauraciones fabricadas, de alta calidad, estudios in vitro en restauraciones totalmente cerámicas elaboradas con esta tecnología reportan aceptable un desajuste marginal entre 64-83 μm . En la literatura actual se han realizado múltiples comparaciones entre los procesos convencionales de fabricación y la tecnología CAD-CAM, con la finalidad de informar bajo que técnica se obtienen restauraciones más precisas. ^{41,44}

3.5.1. Zirconia

Papadiochou et al. realizaron una revisión sistemática de varios artículos para evaluar el desajuste marginal de materiales cerámicos elaborados mediante distintas técnicas, ellos analizaron dos artículos en los que se comparaba el desajuste marginal entre restauraciones de zirconia confeccionadas con el sistema CEREC inLab® y otras manufacturadas por medio de condensación sobre muñón refractario. En el primer artículo Bindl et al. manifestaron un desajuste marginal de (25 \pm 18 μm) en coronas unitarias Vita In-Ceram Zirconia® (técnica convencional) y (43 \pm 23 μm) en las fabricadas por el sistema CEREC inLab® (CAD-CAM). En el segundo artículo analizado Colpani et al. mostraron un desajuste marginal de (35.6 μm) en copias Vita In-Ceram Zirconia® (sistema tradicional) y (25.8 μm) en el sistema CEREC inLab® (CAD-CAM). Papadiochou

et al. concluyen en su revisión que las coronas de zirconia elaboradas con la técnica convencional mostraron valores similares ($35.6 \mu\text{m}$) o menores ($25 \pm 18 \mu\text{m}$) que las realizadas en el sistema CEREC inLab.^{47,48,49}

Asimismo, Juárez et al. compararon el desajuste marginal de cofias de óxido de zirconia fabricadas con el sistema Lava™ y Zirkozahn® por medio de microscopía directa, manifestando valores de $19.7 \mu\text{m}$ antes de cementar y $15.0 \mu\text{m}$ después de cementar en el sistema Lava™ (CAD-CAM) y $28.1 \mu\text{m}$ antes de cementar y $22.8 \mu\text{m}$ después de cementar en el sistema Zirkozahn® (fresado manual).⁵⁰

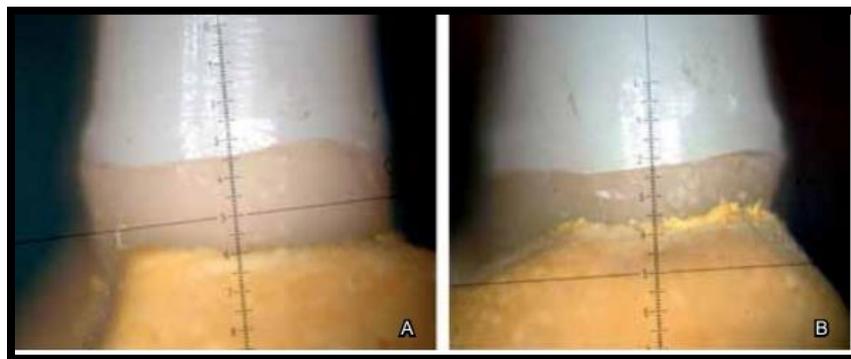


Figura 21. Estudio de Juárez et al., medición de la adaptación marginal con microscopio óptico A. Vestibular. B. Palatino.⁵⁰

En cuanto a prótesis parcial fija, Papadiochou et al. encontraron mayor precisión en Etkon ($29,1 \pm 14,0 \mu\text{m}$) y Cercon ($71,4 \pm 8,4 \mu\text{m}$ a $85,7 \pm 38,8 \mu\text{m}$), softwares CAD-CAM, que en técnicas convencionales ($81,4 \pm 20,3 \mu\text{m}$ a $173,7 \pm 77,3 \mu\text{m}$). Papadiochou y colaboradores concluyen en la revisión sistemática, que hay mayor precisión marginal en restauraciones de zirconia estabilizada con ytrio (Y-TZP) fabricadas con el sistema CAD-CAM, Juárez et al. llegan a la misma conclusión.^{47,50} En todos de los estudios revisados la discrepancia marginal de restauraciones de zirconia elaboradas mediante técnicas tradicionales y CAD-CAM se considera dentro del rango clínicamente.⁴⁷



Autor	Tipo de restauración	Valores de desajuste marginal en sistema convencional	Valores de desajuste marginal en sistema CAD-CAM
Bindl et al.	Coronas unitarias	Vita In-Ceram Zirconia® (25 ±18 µm)	CEREC inLab® (43 ±23 µm)
Colpani et al.	Cofias	Vita In-Ceram Zirconia® (35.6 µm)	CEREC inLab® (25.8 µm)
Juárez et al.	Cofias	Zirconzahn® (28.1 µm antes de cementar) Zirconzahn® (22.8 µm después de cementar)	Lava™ (19.7 µm antes de cementar) Lava™ (15.0 µm después de cementar)
Papadiochou et al.	PPF	(81,4 ±20,3 µm a 173,7 ±77,3 µm)	Etkon® (29,1 ±14,0 µm) Cercon® (71,4 ±8,4 µm a 85,7 ±38,8 µm)

Tabla 2. Valores de desajuste marginal de restauraciones de Zirconia estabilizada con ytrio (Y-TZP) fabricadas bajo técnicas convencionales y CAD-CAM.

3.5.2. Disilicato de litio

Papadiochou et al. analizaron tres estudios obteniendo resultados similares a los anteriores, la técnica convencional (IPS e.max Press) mostró valores entre (36 ±13.9 µm y 109.4 ±9 µm); de acuerdo con Anadioti et al., las coronas unitarias de disilicato de litio fabricadas a través de una impresión convencional y la técnica de inyección por presión (IPS e.max Press) obtuvieron un desajuste marginal de (48 ±9 µm), en comparación con las coronas CAD-CAM (IPS e.max CAD) que arrojaron (84 ±20 µm), esto medido mediante un software en 2 y 3 dimensiones luego de digitalizar las muestras.^{47,51}

En el segundo estudio Mously et. al evaluaron el ajuste marginal de 40 coronas unitarias E.max y E.max CAD mediante microtomografía de rayos x, encontrando menor discrepancia marginal en el grupo de inyección (30.8 µm) y mayor discrepancia en el grupo CAD-CAM (49.3 µm). Por último, Akin et al. realizaron la medición de 30 coronas unitarias encontrando un desajuste marginal similar entre ambas técnicas de manufactura, (132.2 µm) en las coronas IPS e.max CAD y (130.2 µm) en la técnica tradicional IPS e.max Press.^{52,53}

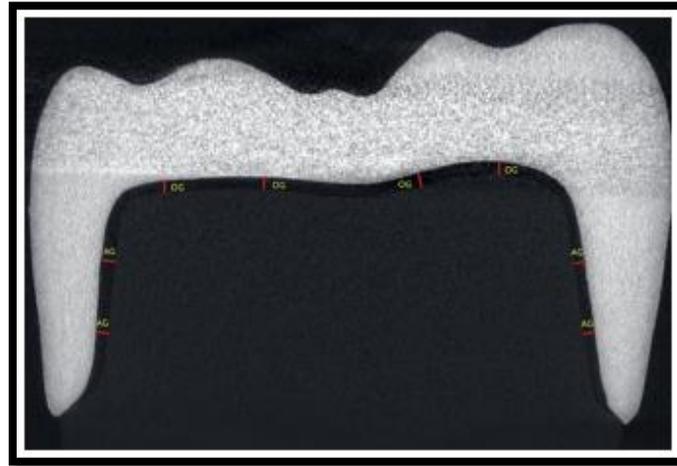


Figura 22. Mously et al. obtienen imagen de escaneo con microtomografía de rayos (corte vertical): medición de espacio axial y espacio oclusal.⁵²

Por otro lado, otros dos estudios in vitro demostraron mayor ajuste en coronas unitarias CAD-CAM de disilicato de litio, arrojando valores menores de desajuste, entre ($32.0 \pm 10.4 \mu\text{m}$ y $48 \pm 25 \mu\text{m}$). En el primer lugar, Nejatidanesh et al. evaluó el desajuste marginal en coronas unitarias IPS e.max CAD e IPS e.max Press, en el primer grupo hubo un desajuste de ($120.29 \pm 16.74 \mu\text{m}$) y en el segundo grupo ($75.62 \pm 26.92 \mu\text{m}$). En el segundo estudio Ng et al. arrojaron valores de ($74 \pm 47 \mu\text{m}$) para la técnica convencional y de ($48 \pm 25 \mu\text{m}$) para las fabricadas por CAD-CAM. La discrepancia marginal obtenida de restauraciones de disilicato de litio elaboradas mediante técnicas tradicionales y digitales se considera dentro del rango clínicamente aceptable en la mayoría de los estudios analizados.^{47,54,55}



Autor	Tipo de restauración	Valores de desajuste marginal en sistema convencional	Valores de desajuste marginal en sistema CAD-CAM
Anadioti et al.	Coronas unitarias	IPS e.max Press (48 ±9 μm)	IPS e.max CAD (84 ±20 μm)
Mously et al.	Coronas unitarias	IPS e.max Press (30.8 μm)	IPS e.max CAD (49.3 μm)
Akin et al.	Coronas unitarias	IPS e.max Press (130.2 μm)	IPS e.max CAD (132.2 μm)
Nejatidanesh et al.	Coronas unitarias	IPS e.max Press (75.62 ±26.92 μm)	IPS e.max CAD (120.29 ±16.74 μm)
Ng et al.	Coronas unitarias	IPS e.max Press (74 ±47 μm)	IPS e.max CAD (48 ±25 μm)

Tabla 3. Valores de desajuste marginal de restauraciones de disilicato de litio fabricadas bajo técnicas convencionales y CAD-CAM.

3.6 Comparación del ajuste marginal de distintos sistemas CAD-CAM

De acuerdo con los estudios analizados, encontramos valores desajuste marginal que van desde 19.7 μm hasta 132.2 μm en las restauraciones fabricadas por medio de CAD-CAM. (Tabla 4) El sistema CAD-CAM que demostró menor desajuste marginal según Juárez et al. fue Lava™ (3M Espe) con 19.7 μm antes de cementar y 15.0 μm después de cementar. Por el contrario, Cerec AC system® (Sirona Dental Systems) arrojó el mayor desajuste marginal registrado, 132.2 μm. Por último, es importante mencionar que la mayoría los valores de desajuste marginal registrados por los distintos autores se consideran clínicamente aceptables.

Sistema CAD-CAM	Tipo de escáner	Tipo de cerámica	Autor	Tipo de restauración	Valores de desajuste marginal
E4D Planmeca	Intraoral (E4D, Planmeca)	Disilicato de litio	Anadioti et al.	Coronas unitarias	84 ±20 µm
E4D Planmeca	Intraoral (E4D, Planmeca)	Disilicato de litio	Mously et al.	Coronas unitarias	49.3 µm
Cerec AC system® (Sirona Dental Systems)	Extraoral	Disilicato de litio	Akin et al.	Coronas unitarias	132.2 µm
Cerec AC system® (Sirona Dental Systems)	Intraoral (3D Bluecam, Sirona)	Disilicato de litio	Nejatidanesh et al.	Coronas unitarias	120.29 ±16.74 µm
DMG® (Mori Seiki)	Intraoral (LAVA C.O.S.™)	Disilicato de litio	Ng et al.	Coronas unitarias	48 ±25 µm
Cerec inLab®, (Sirona Dental Company)	Extraoral	Zirconia	Bindl et al.	Coronas unitarias	43 ±23 µm
Cerec inLab®, (Sirona Dental Company)	Extraoral	Zirconia	Colpani et al.	Cofias	25.8 µm
Lava™ (3M Espe)	No hay información	Zirconia	Juárez et al.	Cofias	19.7 µm antes de cementar 15.0 µm después de cementar
Etkon® (Dentsply Sirona) Cercon® (Dentsply Sirona)	No hay información	Zirconia	Papadiochou et al.	PPF	Etkon® (29,1 ±14,0 µm) Cercon® (71,4 ±8,4 µm a 85,7 ±38,8 µm)

Tabla 4. Comparación del desajuste marginal entre los diferentes sistemas CAD-CAM



CONCLUSIONES

Al momento de situar prótesis fija cerámica en un paciente, uno de los objetivos más importante para cualquier odontólogo es lograr desajustes marginales mínimos, es decir, colocar restauraciones con valores de desajuste clínicamente aceptables. Hoy en día es común que un gran número de dentistas alrededor del mundo coloquen restauraciones cerámicas manufacturadas a través de la tecnología CAD-CAM, gracias a que permiten aminorar tiempos de trabajo y disminuir errores humanos. A pesar de esto, los nuevos softwares implican costos elevados que no todos los odontólogos pueden solventar, debido a esto, aún es común que las restauraciones se elaboren por medio de las técnicas tradicionales. Por consiguiente, es fundamental evaluar la precisión de ambas técnicas de elaboración.

Con base en la revisión de la literatura actual se puede concluir que:

- La mayoría de las restauraciones fabricadas por medio de la tecnología CAD-CAM tienen valores de desajuste marginal menores a 120 μm , por lo que se consideran clínicamente aceptables.
- La exactitud del sistema CAD-CAM varía dependiendo del material con el que se fabrica una restauración.
- La mayor parte de las restauraciones de zirconia fabricadas por medio de CAD-CAM son más precisas que las restauraciones elaboradas convencionalmente.
- Las restauraciones de disilicato de litio fabricadas por medio de inyección en su mayoría son igual o menos precisas que las restauraciones CAD-CAM.

Es conveniente mencionar que hay factores que pudieron afectar los resultados de los estudios como; la técnica de medición, tamaño de la muestra, cementación, angulación de la preparación, línea de terminado, tipo de software CAD-CAM, habilidad del operador, etc. Estos resultados no pueden ser aplicados en su totalidad en el ámbito clínico pues son investigaciones in-vitro, se requieren más estudios en torno a este tema.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics - Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. 1.^a ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1979. págs. 25-31. Disponible en: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/unam/detail.action?docID=766951>
2. Pascuala C, Criado E, Recio P, Martínez R, De Aza AH, Valle FJ, Mañueco C. La porcelana de sepiolita de Bartolomé Sureda (1802-1808): Investigación arqueométrica sobre la Real Fábrica de Buen Retiro. Bol. Soc. Esp. Ceram. Vidr. 2011; 50(6): 311-328. Disponible en: <https://digital.csic.es/bitstream/10261/44126/1/BSECV-11-01-2012.pdf>
3. Guarat MR, Izquierdo A, Mondelo I, Toledano R. Prótesis dental. Apuntes sobre su historia. Rev. Inf. Cien. 2012; 76(4): 6-7. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/5517/551757269039.pdf>
4. Sanz Serrulla J. Inventor de los dientes de porcelana. Dentista de la Casa Real española. Del libro "Life and works of Giuseppangelo Fonzi. [Internet]. 2016 [citado 11 agosto 2021]. Disponible en: <https://www.bancodeimagenesmedicina.com/index.php/banco-de-imagenes/2018-03-19-14-55-23/retratos/retratos/fonzi-giuseppangelo-1805>
5. NYU. Nicolas Dubois Chémant [Internet]. 2010 [citado 11 agosto 2021]. Disponible en: <https://dental.nyu.edu/aboutus/rare-book-collection/18-c/nicolas-dubois-de-chemant.html>
6. White SS, Davis BA. Samuel S. White catalogue of dental instruments and equipment. 1.^a ed. San Francisco: Norman Publishing; 1995. pág. XII. Disponible en: <https://books.google.com.mx/books?id=QwHCiHSyYrQC&pg=PP16&lpg=PP16&dq=ceramica+antoine+plantou&source=bl&ots=adlJzmljbl&sig=ACfU3U16yDX2Wr497dCSru0jf4ZSI7EebQ&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwi9jITWhs3xAhWUnGoFHdLkDjcQ6AEwD3oECCAQA#w#v=onepage&q=ceramica%20antoine%20plantou&f=false>
7. Hein S, Geller W. La técnica de hoja de platino: Historia, indicación, confección y ajuste. Quintessence técnica. 2010; 21(10): 596. Disponible en:



<https://www.elsevier.es/es-revista-quintessence-tecnica-33-pdf-X1130533910884712>

8. Álvarez FM, Peña LJM, González GIR, Olay GMS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE. 2003; 8(5): 525-546. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2003000500005&lng=es.
9. Mc Laren E. All-ceramic Alternatives to Conventional Metal-Ceramic Restorations. Compend Contin Educ Dent. 1998; 19(3): 307-325. Disponible en: http://www.thinkblue.me/Pubs/PDFs/all-ceramic_alternatives.pdf
10. DentArtLab Laboratorio Dental. Corona anterior fabricada con In ceram Spinell [Internet]. 2020 [citado 25 septiembre 2020]. Disponible en: <https://dentartlab.cl/servicios/libres-de-metal/in-ceram/>
11. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1998; 80(4): 394–404. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391398700022>
12. Brochu JF, El-Mowafy O. Longevity and Clinical Performance of IPS-Empress Ceramic Restorations: A Literature Review. Journal of the Canadian Dental Association. 2002; 68(4): 233-237. Disponible en: <http://www.cda-adc.ca/jcda/vol-68/issue-4/233.pdf>
13. Davidowitz, G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Dental Clinics of North America. 2011; 55(3), 559–570. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21726690/>
14. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Austr Dent Journ. 2011; 56(1): 84-96. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
15. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. The Saudi Dental Journal. 2020; 32(8): 365-372. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013905220300110>



16. Cascante CM, Villacís AI, Studart MI. Cerámicas: una actualización. Rev Odont. 2019; 21(2): 39-50. Disponible en:
<https://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/download/2063/2157?inline=1>
17. Al-Harathi AA, Aljoudi HM, Mulham NA, Khalid EA. Laboratory Study of Micro-shear Bond Strength of Two Resin Cements to Leucite Ceramics using Different Ceramic Primers. The Journal of Contemporary Dental Practice. 2018; 19(8): 918-924. Disponible en:
<https://www.thejcdp.com/doi/pdf/10.5005/jp-journals-10024-2357>
18. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. J Conserv Dent. 2010;13(4):195-203. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3010023/>
19. Mc Laren AE. Ceramics in Dentistry Part I: Classes of Materials. Inside Dentistry. 2009; 5(9): 94-104. Disponible en:
<https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2009/10/many-different-types-of-ceramic-systems-have-been-introduced-in-recent-years-for-all-types-of-indirect-restorations>
20. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. BMC Oral Health. 2019;19(1):134. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6610968/>
21. IPS e.max Press [Internet] USA: Ivoclar Vivadent; 2020. [Citado 26 de septiembre de 2021]. Recuperado a partir de:
https://www.ivoclarvivadent.com/en_LI/Products/Metal-Free-Ceramics/IPS-e.max-Press
22. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, Mărășescu P, Stan M, Manolea H, Ionescu A, Moraru I. Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. Curr Health Sci J. 2019; 45(1): 28-35. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6592671/>
23. Affatato S, Taddei P. Wear phenomena of ceramic joints. En Saverio A, editor. Emerging Nanotechnologies for Manufacturing. 2ª ed. USA: Woodhead Publishing; 2014. p. 278-297. Disponible en:



<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780857091284500108>

24. Gracias S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016; 28(3): 227–235. Disponible en: http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1298&article_id=15276&article=2&title=A%20New%20Cla
25. Martínez RF, Pradíes RG, Suárez GM, Rivera GB. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007; 12(4): 253-263. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003
26. Gutiérrez RN. Sistemas cad/cam actuales: Posibilidades y limitaciones del flujo chair-side. *Gaceta Dental*. 2018; 307: 90-98. Disponible en: https://www.gacetadental.com/wp-content/uploads/2018/11/307_DOSSIER_SistemasCADCAMActuales.pdf
27. Amaierako L. Cerámicas en restauraciones dentales con tecnología CAD/CAM. [tesis] País Vasco (España): Euskal Herriko Unibertsitatea; 2018. 50 p. Disponible en: https://addi.ehu.es/bitstream/handle/10810/30970/TFG_Hidalgo_Calvente_Rev.pdf?sequence=4&isAllowed=y
28. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988; 117(6):715-20. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3058771/>
29. Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *JADA*. 2010; 141: 3s-4s. Disponible en: <https://jada.ada.org/action/showPdf?pii=S0002-8177%2814%2963733-8>
30. Alghazzawi T. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016; 60(2): 72–84. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26935333/>
31. Uzun G. An Overview of Dental CAD/CAM Systems, Biotechnology & Biotechnological Equipment. 2008; 22:1: 530-535. Disponible en: <https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/13102818.2008.10817506>



32. Piedra CW, Methani MM, Quesada ON, Jiménez MMJ, Revilla LM. Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020; 126(1): 110-114. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391320302638>
33. Javaid M, Haleem, A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2019; 9(3):179-185. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31049281/>
34. CustomPart. Stereolithography (SLA) [Internet]. 2008 [citado 12 agosto 2021]. Disponible en: <http://www.custompartnet.com/wu/stereolithography>
35. CustomPart. Laminated Object Manufacturing (LOM) [Internet]. 2008 [citado 12 agosto 2021]. Disponible en: <http://www.custompartnet.com/wu/laminated-object-manufacturing>
36. CustomPart. 3D Printing [Internet]. 2008 [citado 12 agosto 2021]. Disponible en: <http://www.custompartnet.com/wu/3d-printing>
37. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017; 117(5S): e1-e105. Disponible en: https://www.academyofprosthodontics.org/lib_ap_articles_download/GPT9.pdf
38. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; 62(4): 405–408. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/2685240>
39. Jubhari HE, Lesal E. Finish line for full coverage crown: A systematic review. *J Dentomaxillofac Sci*. 2021; 6(1): 1-4. Disponible en: https://www.jdmfs.org/index.php/jdmfs/article/viewFile/775/684?_cf_chl_jschl_tk=_pmd_44daacac719447cd3c3224fb47b21ada6b916dbb-1629153996-0-ggNtZGzNAo2jcnBszQi6
40. Yu H, Chen YH, Cheng H, Sawase T. Finish-line designs for ceramic crowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019 Jul;122(1):22-30. e5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30782459/>



41. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013; 110(6): 447–454. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24120071/>
42. El-Dessouky RA. Marginal Adaptation versus Esthetics for Various Dental Restorations: A Review Article. *EC Dental Science* 2.1. 2015; 240-246. Disponible en: <https://www.ecronicon.com/ecde/pdf/ECDE-02-000038.pdf>
43. Liang S, Yuan F, Luo X, Yu Z, Tang Z. Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: A comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent*. 2018 Oct;120(4):525-529. Disponible en: <https://ss.bjmu.edu.cn/Sites/Uploaded/File/2019/09/166370422358471090321326565.pdf>
44. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics*. 2013; 22(5): 419–428. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23289599/>
45. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93(4), 346–355. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15798685/>
46. McLean J, Von Fraunhofer J. The estimation of cement thickness by in vitro technique. *British dental journal*. 1971;131: 107-11. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/17884672_The_estimation_of_cement_thickness_by_in_vitro_technique
47. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018; 119(4): 545–551. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28967399/>
48. Bindl A, Mormann WH Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005; 32(6): 441–447. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15899023/>
49. Colpani, JT, Borba M, Della BÀ. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*. 2013; 29(2): 174–180. Disponible en:



<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23218747/>

50. Juárez GA, Barceló SF, Ríos SE. Comparación de la adaptación marginal y microfiltración entre dos sistemas de zirconia, con un mismo medio cementante. Rev. Odont. Mex. 2011; 15(2): 103-108. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2011000200005&lng=es.
51. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns Made from Digital and Conventional Impressions. Journal of Prosthodontics. 2014; 23(8): 610–617. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jopr.12180>
52. Mously, HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2014; 112(2), 249–256. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24795263/>
53. Akin A, Toksavul S, Toman M. Clinical Marginal and Internal Adaptation of Maxillary Anterior Single All-Ceramic Crowns and 2-year Randomized Controlled Clinical Trial. Journal of Prosthodontics. 2013; 24(5): 345–350. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25220298/>
54. Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of CAD/CAM and Conventional Cement Retained Implant-Supported Single Crowns. Implant Dentistry. 2016; 25(1): 103–108. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26505132/>
55. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2014; 112(3): 555–560. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391314000353>