



Universidad Norbert Wiener

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA
PROGRAMA DE SEGUNDA ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN ORAL

“SISTEMAS CERÁMICOS PARA CAD-CAM”

TRABAJO ACADÉMICO PARA OPTAR EL TÍTULO DE
ESPECIALISTA EN REHABILITACIÓN ORAL

Presentado por:

AUTOR: CD. ROJAS DAZA, JOSÉ SANTOS.

ASESOR: Mg. CD. Esp. ARTURO KOBAYASHI SHINYA.

LIMA – PERÚ

2019

DEDICATORIA

Quiero dedicarle este trabajo:

A Dios que me ha dado la vida y fortaleza para terminar este trabajo académico.

A mi esposa e hijas por su ayuda y constante apoyo.

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer:

A mi asesor el Mg. CD. Esp. Arturo Kobayashi Shinya por su asesoría en la realización del presente trabajo académico.

A mis maestros por compartir conmigo lo que saben y poder transferir sus conocimientos a mi vida.

ASESOR: Mg. CD. Esp. Arturo Kobayashi Shinya.

JURADO.

Presidente : Mg.CD. Jorge Girano Castaños.

Secretario : Mg. CD. Armando del Castillo A.

Vocal : Mg.CD. Dante Alcántara Chávez.

INDICE

	PÁG.
RESUMEN.....	9
INTRODUCCIÓN.....	10
CAPÍTULO I: EL PROBLEMA	
1.1 Planteamiento del problema.....	12
1.2 Formulación del problema.....	12
1.3 Justificación.....	13
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	
2.1 Antecedentes.....	15
2.2 Bases teóricas	18
I. Cerámicas dentales.....	18
II. Sistemas CAD-CAM.....	20
III. Cerámicas compatibles con CAD/CAM.....	22
1. Cerámicas vítreas.....	22
a. Cerámica feldespática.....	22
b. Cerámicas basadas en Mica.....	23
c. Cerámicas reforzadas con leucita.....	23
d. Cerámica reforzada de disilicato de litio fresada CAD/CAM.....	24
e. Cerámica vítrea infiltrada de alúmina y circonio CAD/CAM.....	25
2. Cerámicas policristalinas (óxido-cerámicas) de alúmina y circonio compatibles CAD/CAM.....	26
a. Cerámicas policristalinas basadas en alúmina.....	27
b. Cerámicas policristalinas basadas en circonio estabilizada.....	28
* 3Y-TZP.....	29
* Mg-PSZ.....	32
* Ce-TZP/A.....	32
3. Resina compuesta infiltrada con cerámica (polímeros).....	34

2.3 Terminología básica.....	36
CAPÍTULO III: DISCUSIÓN.....	38
CAPÍTULO IV: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	
4.1 Conclusiones.....	42
4.2 Recomendaciones.....	42
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43

RESUMEN

La evolución de los sistemas cerámicos computarizados ha causado un importante cambio en el flujo del trabajo clínico para los profesionales, así como en las opciones de tratamiento disponibles para los pacientes. Las cerámicas dentales y tecnologías de procesamiento han evolucionado significativamente en los últimos diez años, la mayor parte de la evolución está relacionada con las nuevas microestructuras y métodos de CAD-CAM (Diseño asistido por computador, Maquinado asistido por computador). Dentro de estas microestructuras tenemos a la vitro cerámica de disilicato de litio, circonia y un compuesto constituido de un polímero infiltrado con cerámica. Además, una tendencia hacia el uso de restauraciones monolíticas ha cambiado la vía de producción clínica de las prótesis dentales totalmente cerámicas, puesto que las restauraciones de múltiples capas más estéticas son más propensas al astillamiento o deslaminación. La mayor parte de la evolución de este sistema está asociado a nuevas técnicas de procesamiento que tienen como objetivo mejorar la calidad final del material de revestimiento.

Los pilares cerámicos sobre implantes, fabricados a partir de óxido de circonio estabilizado por Ytrio han sido desarrollados por su color, similar al de los dientes, alta resistencia a la carga, la tolerabilidad del tejido, y mejora del diseño intrasulcular ayudando a mantener la estética sobre el implante. La transformación del endurecimiento del ZrO_2 resulta en una estabilidad extremadamente alta del componente, flexión extraordinaria y resistencia a la tracción, así como a la fractura y resistencia química. Estas propiedades del ZrO_2 permiten la auto-reparación en la iniciación de micro grietas al detener la propagación de grietas. El desarrollo de materiales compuestos con refuerzo cerámico procesados vía CAD-CAM se ha convertido en una opción interesante, ya que tienen propiedades intermedias entre cerámicas y polímeros y son más fácilmente fresadas y pulidas que otros, manteniendo valores de resistencia y potencial de desgaste contra el esmalte antagonista similar a los tejidos dentarios.

PALABRAS CLAVE: CAD-CAM, POLÍMEROS, CERÁMICAS VÍTREAS, ÓXIDO DE CIRCONIO

INTRODUCCIÓN

Los materiales dentales para restauraciones indirectas con mejores resultados estéticos y por su alta bio-compatibilidad están basados en elementos cerámicos, y el gran desarrollo de las restauraciones totalmente cerámicas se han producido en las últimas dos décadas como consecuencia del gran avance en materia de grandes innovaciones tecnológicas, los sistemas totalmente cerámicos han cubierto una amplia gama de indicaciones protésicas tanto sobre estructuras dentales como sobre implantes.

Con el fin de ser una opción de tratamiento viable y superior, las restauraciones cerámicas deben ser estéticas y funcionalmente apropiadas. Nuevas microestructuras de los materiales cerámicos han causado un importante cambio en el flujo del trabajo clínico para los profesionales y técnicos, así como en las opciones de tratamiento disponibles para los pacientes. Uno de los cambios más importantes en este escenario fue la introducción de restauraciones monolíticas producidas a partir de cerámica de alta resistencia, como la circonia.

La capacidad para lograr un acabado de superficie vidriada o altamente pulida también mejora la biocompatibilidad de las restauraciones cerámicas. La búsqueda en la mejora de las propiedades de resistencia, translucidez, reflexión de luz y respuesta biológica del tejido sulcular, entre otras de estos materiales, han llevado a la incorporación y combinación de distintos materiales con la finalidad de potenciar su respuesta biomecánica. Esta búsqueda por mejorar las propiedades de los materiales incluye también la incorporación de elementos cerámicos a los polímeros, combinando la estética de las resinas con la resistencia y longevidad de las cerámicas, lográndose una nueva opción como alternativa al tratamiento restaurador, ésta mejora de los materiales también lleva consigo a la aparición de nuevas técnicas para la fabricación de los elementos protésicos en el laboratorio utilizando y sirviéndose de un ordenador para el diseño y maquinado de las mismas, empleando bloques homogéneos industrialmente producidos para el sistema CAD/CAM y con mínimas fallas en el procesamiento, el cual simplifica el proceso de elaboración de una estructura protésica y disminuye los tiempos de trabajo.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema.

La rehabilitación oral para su ejecución se vale de materiales dentales que cumplan ciertos requisitos, los cuales buscan lograr un equilibrio tanto estético como funcional, dentro de ellos encontramos las siliconas, ionómeros, resinas, cerámicas entre otros, los cuáles siempre están en búsqueda de la excelencia.

Un mundo aparte se da en las cerámicas, cuya gran ventaja es la excelente estética comparable con los tejidos dentarios, sin embargo la estética muchas veces se ve comprometida por la fragilidad de su estructura ante fuerzas nocivas. Este inconveniente, en el éxito a largo plazo, conlleva a desarrollar nuevos materiales, estructuras y técnicas de procesamiento de los mismos con la finalidad de mejorar la respuesta biomecánica para garantizar un óptimo comportamiento clínico de las restauraciones en el tiempo.

En el constante desarrollo de los materiales dentales, también las tecnologías que se manejan en estomatología vienen evolucionando hacia la era digital, así aparece la asistencia por computadora de aplicación odontológica, obligando a mantener a los fabricantes de materiales dentales el desarrollo de los mismos.

Ante esta continua evolución de los materiales en su técnica de procesamiento, es necesario definir y conocer la composición y presentación de dichas innovaciones con las que se cuenta actualmente en el mercado para satisfacer las necesidades clínicas estéticas y funcionales de cada caso en particular, realizándose una minuciosa revisión bibliográfica sobre los sistemas cerámicos para CAD/CAM.

1.2 Formulación del problema.

Es entonces que con la aparición del sistema CAD/CAM y la evolución de las cerámicas, nos hacemos la siguiente pregunta:

¿Cuáles son los sistemas cerámicos para CAD/CAM?

1.3 Justificación.

El aumento de la demanda estética en las restauraciones dentales, ha iniciado la búsqueda por lograr el mejor resultado posible en nuestros tratamientos a la brevedad de tiempo y con éxito en el futuro, lo cual conduce a una continua evolución de los materiales de restauración y sus técnicas de procesamiento con la finalidad de lograr resultados satisfactorios, éste constante cambio tecnológico hace imperativo un gran conocimiento sobre las cerámicas dentales y sus técnicas de procesamiento, que hoy en día son liderados por los sistemas CAD/CAM.

Por tal, el conocer cuáles son estos materiales y sus propiedades, es de vital importancia no solo para el especialista, sino para los odontólogos en general.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES.

Elsaka y Elnaghy el 2016 en un estudio *in vitro* evaluaron y compararon las propiedades mecánicas de la vitro-cerámica de silicato de litio reforzada con circonio Vita Suprinity (VS); dilicato de litio reforzada con circonio y IPS e.max CAD (IC). La vitro-cerámica de silicato de litio reforzada con circonio VS reveló propiedades mecánicas superiores (resistencia a la fractura, resistencia a la flexión, módulo elástico, y dureza) comparadas con la vitro-cerámica de disilicato de litio IC. La vitro-cerámica IC reveló menor índice de fragilidad en comparación con la vitro-cerámica VS y por lo tanto, la vitro-cerámica IC puede tener una maquinabilidad superior.¹

Brunot-Gohin y col. 2016. En un estudio *in vitro* compararon 2 biomateriales pulidos para obtener una respuesta biológica y cito compatibilidad sobre un tejido epitelial cultivado. Estos biomateriales fueron la cerámica de LS₂ (IPS e.max[®] Press) y ZrO₂ estabilizada por itrio (IPS e.max[®] ZirCAD). Se utilizó una combinación de evaluaciones del ángulo de contacto y mediciones de interferometría para determinar la humectabilidad de la superficie, y la rugosidad de los materiales para observar el comportamiento de los tejidos en sus superficies (migración y adhesión celular). Se realizó un cultivo organotípico en epitelio de pollo para simular el tejido suave periimplantario. Las muestras de control utilizaron Thermanox[®] (THX), un plástico tratado con cultivo celular que muestra excelentes propiedades de migración celular asociadas con baja adhesión celular. Los resultados mostraron la mejor migración celular sobre la cerámica ZrO₂. La adhesión celular fue drásticamente más baja sobre la cerámica ZrO₂ pulida que sobre la en bruto y LS₂ pulida. La evaluación de diferentes topografías superficiales de LS₂ evidenció que incrementando la rugosidad de la superficie se mejora la adhesión celular.²

Reportes de supervivencia de coronas de e.max CAD sobre ZrO₂ mostraban un comportamiento significativamente mejor del sistema tri-laminado que cuando se utilizó e.max CAD como una estructura monolítica (el tiempo esperado para una probabilidad de fallo de 10% ascendía a 20,9 años para coronas e.max CAD monolíticas, mientras que después del mismo período,

sólo alrededor del 2,2% de coronas e.max CAD sobre de ZrO₂ podrían llegar a fracturarse). Para onlays e inlays, e.max CAD se mostró un rango de supervivencia significativamente mayor que Empress CAD (10% fallo estimado a 30.3 años).³ El 2012, un estudio in vitro evaluó la resistencia a la fractura de coronas de cerámica compuestas de un marco de Y-TZP (Sirona inCoris) laminadas según la técnica tradicional, y con el sistema CAD-on (disilicato de litio),⁴ sometidas a 10,000 termociclos y 1.2 millones de ciclos masticatorios con una magnitud de fza de 108N. Los valores de carga de fractura fueron significativamente diferentes entre estos dos grupos, las pruebas sin envejecimiento artificial mostraron valores promedio de 1575N ± 137N para las coronas producidas por el sistema CAD-on y 1166N ± 189N para las coronas que recibieron la capa de recubrimiento por la técnica tradicional. Mientras que los grupos con envejecimiento artificial mostraron rangos de 1642N ± 420N para CAD-on y 934N para la técnica clásica.

En un estudio clínico se evaluó el desgaste de la superficie oclusal de coronas de circonio monolíticas colocadas en premolares y molares. Se tomaron Impresiones de las restauraciones al inicio del ensayo y 24 meses más tarde. Se produjeron réplicas epoxi y se llevaron a cabo tanto un análisis de superficie cualitativa (microscopía electrónica de barrido) y cuantitativa (perfilometría óptica). Los resultados mostraron que el circonio monolítico promovió una tasa de desgaste de la superficie antagonista aceptable (esmalte natural o material cerámico) después de dos años. Sin embargo, es importante realizar el seguimiento de las restauraciones basadas en circonio modificada con Ytrio a largo plazo teniendo en consideración que su potencial de desgaste sobre el esmalte antagonista aumentará significativamente si se produce una disminución en la calidad de su superficie.⁴

Zhi y col. el 2015. Realizaron un estudio in vitro para evaluar la resistencia al desgaste de 5 materiales CAD/CAM en contacto con las cúspides de esmalte natural humano, las muestras constaron de 4 resinas compuestas (Lava Ultimate[®] 3M, resina compuesta experimental Kerr, Vita Enamic[®], Paradigm MZ 100[®] 3M) y la cerámica Vita Mark II, las muestras se cargaron en un simulador de masticación controlado por ordenador y se sometieron a 200,000 ciclos mecánicos (49N) en contra de esmalte humano natural simultáneamente con 500 ciclos térmicos (5°C a 50°C a 5°C). La resistencia al

desgaste se analizó midiendo la pérdida de sustancia vertical (la profundidad máxima de la zona desgastada) en el área de punto de contacto de la muestra. Las superficies desgastadas se observaron por microscopía electrónica de barrido para determinar los patrones de desgaste, observándose valores de desgaste para Lava Ultimate ($61,90 \pm 35,070$), Material experimental Kerr ($87,20 \pm 35,036$), Vita Enamic ($61,90 \pm 39,549$), Paradigm ($65,10 \pm 32,130$), Vita Mark II ($12,10 \pm 8,530$).⁵

En una publicación reciente se informó que Enamic® mostró valores de módulo elástico similar a la descrita por el fabricante (alrededor de 30GPa), y valores de tenacidad a la fractura de $0,86\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, valores más bajos que el reportado por el fabricante ($1,5\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$). El valor de tenacidad a la fractura obtenido para red de cerámica infiltrada con polímero (PICN= Polymer infiltrated ceramic network) fue similar al de la cerámica feldespática evaluada. Por lo tanto, los autores rechazan la hipótesis de que la presencia de una red de polímero crearía mecanismos de endurecimiento en la microestructura del material. Además, este estudio demostró que en PICN había una mayor susceptibilidad a un crecimiento lento de la grieta (SCG=Slow Crack Growth) en comparación con una cerámica feldespática. Esto plantea la cuestión de si el polímero es susceptible a la penetración de agua y la degradación.⁴

Un estudio sobre simulaciones clínicas muestra resultados de vida prometedores para los PICNs (red de cerámica infiltrada con polímero). Una simulación de masticación de cinco años demostró que ninguna de las coronas Enamic® fallaron, mientras que seis IPS e.max CAD tenían grietas menores y doce restauraciones Vita Mark II revelaron fallos de grieta significativos. El módulo elástico de los PICNs está en el intervalo de 30GPa, que es la mitad de la reportada para las cerámicas de recubrimiento convencionales, pero más cerca de lo que se suele reportar para dentina (15-20GPa). Típicamente los materiales cerámicos tienen unos valores de módulo de elasticidad superior que los PICNs. La dureza Vickers del esmalte humano ($3,43 \pm 0,16\text{GPa}$) y PICN ($3,31 \pm 0,11\text{GPa}$) son similares, y ambos son mayores que la dureza reportada para las resina compuestas (0.73 a 1.60 GPa), e inferior a la dureza de zirconia (13.94GPa) y la cerámica de vidrio de disilicato de litio (10.0 a 11.31GPa). La resistencia a la flexión de Enamic® (130MPa) es inferior que el material de referencia vitrocerámica de disilicato de litio e.Max® IPS (500MPa).

Li y Sun el 2018. Un nuevo material conformado por polvo de circonio de tamaño nanométrico y polietilenglicol (PEG) en mezclas de proporciones específicas, y compactadas uniaxialmente a 20MPa en un troquel de acero inoxidable durante 30s, y vueltas a comprimir mediante el método CIP a una presión de 200MPa durante 5min, da lugar a material PICN circonio (Red de cerámica infiltrada con polímero). Esta estructura de la red cerámica porosa es infiltrada con una mezcla de dos monómeros, dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) y dimetacrilato de uretano (UDMA), mezcladas en una relación 1:1 (mol) en una cámara de vacío, formando una red interpenetrante que emplea un agente de acople de metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS) para mejorar el enlace cerámica-resina. El resultado de esta mezcla fue evaluado junto a otras 3 cerámicas de óxido de circonio denso, 12 materiales PICN circonio con diferentes porosidades y 1 polímero puro sometidos a temperaturas de sinterización crecientes de 1100°C, 1200°C, y 1300°C en un horno de alta temperatura para identificar los parámetros que pudieran influir en sus propiedades mecánicas. Los resultados mostraron que los materiales dentales PICN circonio, sinterizado a la misma temperatura, se caracterizaron por las propiedades mecánicas similares a los tejidos dentales naturales, incluyendo resistencia a la flexión, módulo de elasticidad, tenacidad a la fractura y dureza, y eran directamente proporcionales a la relación entre el contenido de cerámica y polímero poroso. Todas las propiedades mecánicas de la cerámica infiltrada con polímero fueron significativamente mayores en comparación con las de la cerámica pre-infiltrada. La resistencia a la flexión, módulo elástico, y la dureza de los materiales mostraron tendencias crecientes similares cuando la temperatura de sinterización aumentaba de 1100°C a 1300°C. Además, la tenacidad a la fractura aumentó a medida que la temperatura aumentó de 1100°C a 1200°C y luego disminuyó ligeramente a 1300°C. Los resultados indicaron que la densidad de la red cerámica y la temperatura de sinterización influyen en las propiedades mecánicas del material dental PICN circonio.⁶

2.2 BASES TEÓRICAS.

I. CERÁMICAS DENTALES.

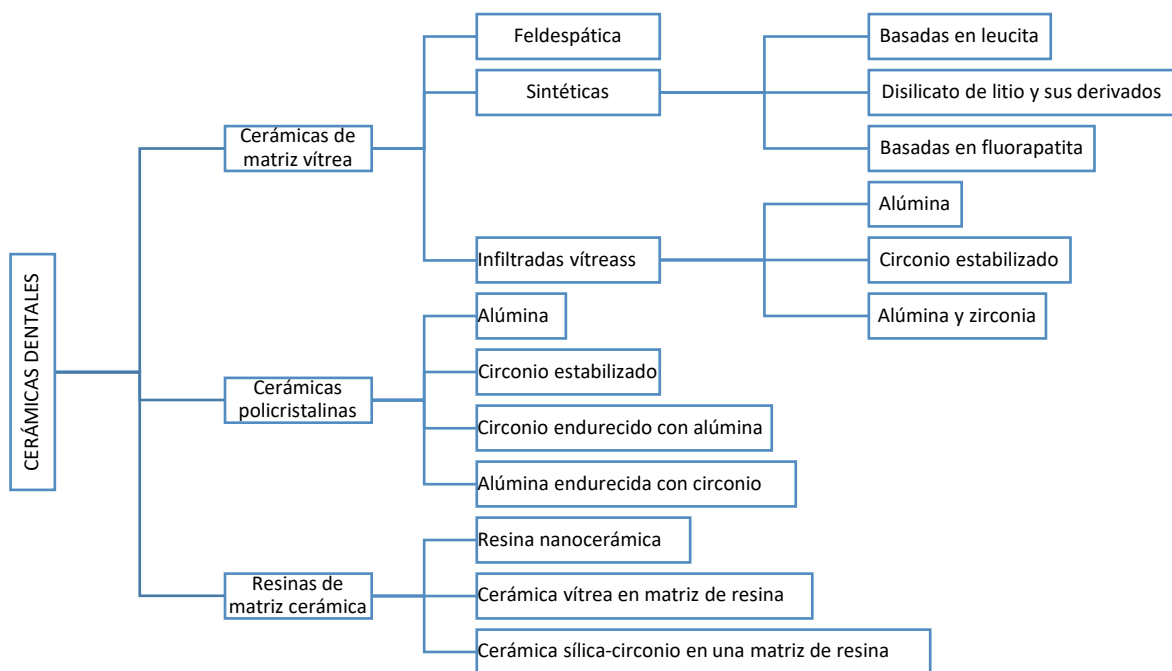
Las cerámicas dentales convencionales constan en una fase vítrea transparente amorfa, en el que partículas cristalinas están distribuidas aleatoriamente presentando las siguientes propiedades:

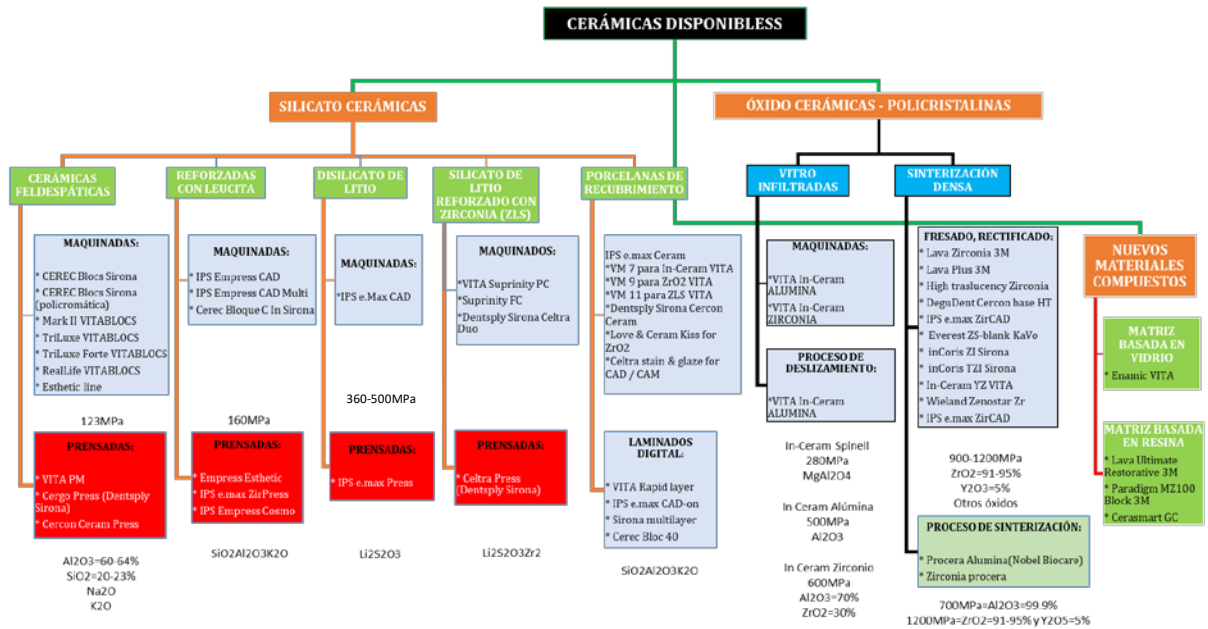
- Dispersión de la luz y la translucidez en la fase vítrea transparente con la consecuente adaptación de la sombra al diente.
- Estabilidad durante la sinterización (cocción), control del coeficiente de expansión térmica.
- Resistencia final bajo carga funcional en la boca.

Los cristales influyen en la apariencia estética y la estabilidad de la cerámica. Su estabilidad se determina por un alto contenido de cristales, distribución homogénea de partículas densas y por el enlace entre los cristales con la matriz vítrea. Incrementando las fuerzas causa una pérdida de translucidez y como resultado de esto, una pérdida de cualidades estéticas.

Las incrustaciones tipo inlays / onlays, laminados, coronas y las prótesis dentales fijas totalmente cerámicas, son cada vez más populares debido a su excelente estética y biocompatibilidad. Para satisfacer las altas exigencias de las cargas mecánicas en el medio ambiente oral, las cerámicas industrialmente prefabricadas de alta calidad, procesadas en sistemas CAD/CAM, son la primera elección.

Las cerámicas dentales y sus derivados se pueden clasificar en los siguientes grupos: ^{7,8}





II. SISTEMAS CAD-CAM.

Los sistemas CAD-CAM utilizados en odontología han ido evolucionando durante casi 30 años y se refiere a un sistema informático que utiliza un software para diseñar la forma y dimensiones de la restauración dental (Diseño Asistido por Computador) y la tecnología CAM (Maquinado Asistido por Computador), toma el modelo diseñado por control numérico de la computadora (CNC) para la fabricación de la restauración

Entre los sistemas CAD-CAM dentales, hay dos tipos de técnicas para producir restauraciones. El primero es el mecanizado de la restauración protésica en un bloque de material sinterizado, mientras que el segundo consiste en el mecanizado de un bloque en un estado parcialmente sinterizado con sinterización final posterior en un horno específico (fabricación sustractiva).⁴

El mecanizado de un bloque de material sinterizado proporciona una restauración con una mayor precisión de sus contornos y forma, además de ahorrar tiempo clínico, la restauración no requiere un tratamiento térmico adicional. Sin embargo, cuando el mecanizado de un material con alta resistencia como las cerámicas policristalinas, tanto el desgaste de las herramientas de la unidad de mecanizado y el tiempo de mecanizado es muy alto. Además, el mecanizado de materiales frágiles tales como cerámicas convencionales puede conducir a la formación de micro grietas y defectos

superficiales.^{4,9} Por otro lado, cuando la restauración se produce a partir de un bloque parcialmente sinterizado, existe la ventaja de promover la curación de micro grietas de mecanizado durante el proceso de sinterización posterior, pero hay que tener en cuenta que la sinterización final promoverá cambios dimensionales debido a la contracción, que pueden conducir a una restauración protésica sin adaptación.

El principal inconveniente del sistema está relacionado con el gran desperdicio de material en el mecanizado, aproximadamente el 90% en una restauración convencional, siendo los residuos del bloque prefabricado no reutilizables. Por lo tanto, las nuevas tecnologías se han desarrollado para superar este problema. Algunos de ellos producen la restauración por medio de la adición de capas en lugar de fresado de bloques prefabricados (fabricación aditiva).⁴

Los sistemas CAD-CAM, también llamados “forma de fabricación sólida libre”, siguen siendo un centro de investigación y desarrollo de los materiales cerámicos policristalinos. Tres técnicas se han destacado recientemente: 1) Sinterización selectiva por láser o fusión, 2) Impresión directa 3D y 3) Estereolitografía.

La sinterización selectiva por láser o fusión es una técnica ya bien establecida para las aleaciones metálicas, pero todavía está en desarrollo para cerámicas policristalinas (BEGO Medifactorying systm ®, BEGO Medical GmbH). En esta técnica, el láser sinteriza delgadas capas de un material cerámico en un recipiente con partículas de polvo para crear una cofia única o estructura, en el que cada capa representa una sección transversal del modelo de CAD. La impresión directa 3D es similar a una impresora de inyección de tinta tradicional, que realiza la impresión directa de una suspensión de cerámica, permitiendo la generación de cuerpos verdes densos con alta resolución listos para la sinterización, permitiendo la producción de formas complejas.

La estereolitografía es similar a la impresión en 3D, sin embargo, hace uso de una suspensión que contiene partículas de cerámica mezcladas con unos componentes de resina (acrilatos o monómeros epoxi). Esta parte de resina se polimeriza durante la impresión para dar forma al objeto sólido y, posteriormente, se elimina durante el proceso de sinterización cerámica. La

gran ventaja asociada con todas las técnicas de aditivos es que proporcionan mínimos o ningún residuo de material. Una desventaja aún existente de todos los métodos aditivos hasta la fecha es la calidad de la superficie áspera y el mal ajuste o precisión marginal.⁴

III. CERÁMICAS COMPATIBLES CON CAD/CAM.

1. CERÁMICAS VÍTREAS.

a. Cerámica feldespática.

La porcelana dental convencional está basada en feldespato (mineral feldespato tectosilicato= $KAlSi_3O_8$), cuarzo= SiO_2 , y caolín= $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$. Presentando excelentes propiedades estéticas y está indicado en laminados, inlays/onlays y coronas unitarias anteriores hasta premolares donde se obtuvo una respuesta de resistencia a la fractura semejante al de la dentición natural.^{7,10} Es considerado como material frágil para las áreas de soporte de carga posterior. Su baja resistencia a la fractura puede ser compensada clínicamente por la cementación adhesiva a la estructura dental.

Fue utilizada por primera vez en 1985 empleando un bloque totalmente sinterizado de cerámica feldespática de grano fino comprimida de la marca Vita® Mark I en restauraciones inlays. En un estudio prospectivo de 10 años se analizó el rendimiento clínico de estos inlays y onlays CAD/CAM mostrando una tasa de éxito del 90.4% y una tasa de fractura de hasta el 36% después de 2 años.¹⁰

Vita® Mark II (Alemania), fue introducido en 1991 específicamente para el sistema Cerec® 1 (Sirona), exhibiendo propiedades mecánicas superiores a su antecesor con una fuerza de flexión de 100-160MPa cuando son glaseados. Los bloques fueron confeccionados de elementos similares a la cerámica feldespática convencional, la mezcla de cerámica plastificada es presionada y extruida a través de una boquilla para dar su forma en un proceso de moldeo por extrusión, luego los bloques son secados durante varios días antes de la sinterización. Es monocromática y se presenta en varios tonos. Cerec® Blocs (Sirona) son estructuralmente similares a Vita® Mark II pero emplea un sistema de sombreado diferente. También están disponibles en bloques multi-tono. Vitablocs®, TriLuxe®, Triluxe® Forte y RealLife® (Vita)

presentan capas múltiples de tono, ofreciendo una gradiente de color y translucidez.

En un estudio in vitro los bloques Vita®Mark II evidenciaron tasas de supervivencia en inlays luego de 5 años del 94,7%, pasados 8 años 90,6% y después de 10 años del 85,7-89%. Otro estudio in vitro con muestras de coronas mandibulares mecanizadas empleando el sistema Cerec®3 mostraron que se podría lograr un gap marginal con un rango de 53-67µm, del mismo modo se reportó un rango de supervivencia acumulativa del 94,6% en coronas molares después de 55 meses.¹⁰

b. Cerámicas basadas en Mica.

También llamados filosilicatos conformados por hojas minerales de silicatos, en base a diferentes fórmulas de Al, Si, Ca, K, Fe, F, O y Na. La vitro-cerámica Dicor® (Dentsply) es comercializada tanto para laboratorio como para mecanización, la versión mecanizable presenta hasta 70% de fase cristalina en su versión Dicor® MGC, a diferencia del 45% presentada por Dicor® lo que explica el incremento de fuerza de flexión de aproximadamente 229MPa. Su maquinabilidad se hace posible gracias a la presencia de flúor mica tetra silícica ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$), cristales que son altamente entrelazados dentro de una matriz vítrea. Se ha demostrado que el Dicor® MGC y Vita® Blocks son muy similares en su comportamiento clínico pero se encontró una fractura acumulativa más alta después de 2 años en relación a Vita® Mark II. Aunque ambos Dicor® y Dicor® MGC fueron muy bien estudiados, estos materiales ya no están en el mercado.¹⁰

c. Cerámicas reforzadas con leucita.

Introducidas en 1998 como Empress® ProCAD (Ivoclar-Vivadent) para ser empleadas con el sistema CEREC® inLab (Sirona), es estructuralmente similar a la cerámica prensada Empress® (Ivoclar-Vivadent). En un estudio in vitro el gap, ajuste interno y resistencia a la fractura fueron favorables comparados con Empress®. Estudios clínicos a mediano plazo en molares con restauraciones de cobertura parcial de entre 2 a 5 años reportaron rangos de supervivencia del 100% al cabo de 2 años y del 97% después de 3 años.

El 2006 Empress® ProCAD fue reemplazado por Empress® CAD con la mejora en los procedimientos de fabricación y optimización, conteniendo 45% de leucita con un tamaño de partícula de 1-5µm, más fino que su antecesor, confiriéndole resistencia durante la mecanización. Los principales componentes por lo tanto corresponden a IPS Empress® pero el polvo es primero prensado en bloques y luego sinterizado, la restauración fresada puede ser teñida con un stain y glaseada. Se presenta en bloques de alta translucidez (HT), baja translucidez (LT) y poli-cromáticos (Multi), con una resistencia a la flexión aproximada de 160MPa y está indicada en restauraciones unitarias. Paradigm®C (3M ESPE) es otro ejemplo de esta categoría.¹⁰

d. Cerámica reforzada de disilicato de litio fresada CAD/CAM.

El alto contenido cristalino del disilicato de litio comparado con las cerámicas de recubrimiento feldespático le confiere propiedades mecánicas superiores.⁷ La cristalización del disilicato de litio es controlado por un ciclo de calentamiento, en el que el meta silicato de litio (Li_2SiO_3) reacciona con la fase vítrea (SiO_2) para originar disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). El meta silicato de litio es nucleada desde el vidrio base (Li_3PO_4 Amorfo) en las temperaturas iniciales del ciclo. Modificaciones en la vitrocerámica da lugar al IPS e.max® (Ivoclar-Vivadent), con mejores propiedades mecánicas en relación a la disminución del tamaño de los cristales con una longitud variable de 2.0 a 3.0µm y al aumento del enclavamiento entre los mismos.⁴

El IPS e.max® CAD (SiO_2 , Li_2O , K_2O , MgO , P_2O_5 , Al_2O_3) fue introducida el 2006 siendo un material restaurador monolítico empleado como sub-estructura de coronas y restauraciones de cobertura parcial.¹⁰ Las restauraciones pueden ser fabricadas mediante un prensado en calor o un proceso de fabricación CAD/CAM.¹ Actualmente la translucidez y diferentes tonos mejorados de la cerámica hacen factibles restauraciones monolíticas anatómicamente contorneadas. Está disponible en tonos A-D y blanqueado, así como en 3 translucidades (HT=Alta translucidez, MO=Opacidad media y HO=Alta opacidad). Los bloques mecanizables consisten en una fase de meta silicato, mostrando un color azulado (pre-cristalizado) y exhibiendo una fuerza de flexión de 130 +/- 30MPa. En este estado, los bloques pueden ser fácilmente fresados, después la restauración de la pieza en bruto es

recristalizada en una cerámica para el sillón en un vacuum (vacío) a 850°C por 20 a 25min.¹ Durante este tratamiento de calor los meta silicatos son disueltos, el disilicato de litio cristalizado y la cerámica es glaseada al mismo tiempo. Los bloques también cambian el azul al cambiar el color y traslucidez ^{4,10}, en este estado contiene 70% en volumen de cristales de +-1.5µm de tamaño y con un incremento en la resistencia a 360MPa.¹⁰ El disilicato de litio glaseado, tiene una fuerza flexural entre 350 y 500MPa.

Estudios in vitro con coronas totalmente anatómicas de e.max CAD mostraron que pueden ser resistentes a la fatiga durante la carga cíclica, en rangos significativamente más altos que ProCAD® y Empres® CAD. Estudios clínicos a corto plazo en coronas individuales mostraron un rango de supervivencia entre 97.4% y 100%, después de dos años.

La cerámica de LS₂ tiene una apariencia similar a los dientes naturales y, por tanto, podría mejorar los resultados estéticos. La caracterización estética de los pilares de implante y sus restauraciones cerámicas implican la reflexión y transmisión de la luz.² Su uso está recomendado en inlays, onlays, carillas, coronas anteriores - posteriores e implanto soportadas.

e. Cerámica vítrea infiltrada de alúmina y circonio CAD/CAM.

Introducidas para el sistema CAD/CAM desde el 1993. Las cerámicas infiltradas de cristales de óxido de aluminio correspondiente al grupo de cerámicas Vita (InCeram® Clásic, InCeram® Alúmina, Spinell®, Zirconia®) presentan al menos dos fases de interpenetración entrelazadas por todo el material y tienen una resistencia flexural 450-600MPa, 350MPa, y 700MPa respectivamente. Los bloques son fabricados por prensado en seco del polvo de cerámica y compactado en un molde hasta alcanzar la microestructura de poro abierto, luego se sinteriza e infiltra con vidrio de lantano.^{7,10}

El material más translúcido del grupo es InCeram® Spinell CAD/CAM especialmente indicado para coronas anteriores reporta un rango de supervivencia del 91.7% a 100% después de 5 años. InCeram® Alúmina CAD/CAM está indicado para coronas individuales anteriores y posteriores, mostrando una supervivencia del 92% en piezas posteriores después de 5 años con el Sistema CEREC®2 (Sirona). Se informó de un rango de

supervivencia inferior de 87.7% para coronas InCeram® posteriores fabricadas utilizando el sistema GN-I® (GC). Otro estudio utilizando el mismo sistema reportaron una media de gap marginal de 66.8µm para coronas, clínicamente aceptable.

InCeram® Zirconia CAD/CAM es un ejemplo de vidrio infiltrado de circonio (ZrO_2) endurecido con alúmina (ZTA), presentando la mayor resistencia flexural. Por su opacidad su uso se limita a la región posterior como subestructura de coronas o puentes de pónico único.

Se diseñaron nuevas vitrocerámicas para contener silicato de litio con la fase cristalina principal en una matriz vítrea reforzada con cristales de dióxido de circonio (~10% en peso). Cuando este material pasa por el proceso de cristalización, los cristales de silicato de litio nucleadas alcanzan un tamaño promedio (0,5 a 1µm) que es hasta 6 veces más pequeño que el observado para los cristales de disilicato de litio presentes en la vitrocerámica de disilicato de litio. La formación de una fase cristalina más pequeña y más fina se produce debido a la presencia de partículas de circonio en el material, que actúa como un aditivo que influye en la cristalización al obstaculizar el crecimiento de los cristales, garantizando en estos materiales propiedades mecánicas similares a los observados para la cerámica de disilicato de litio manteniendo excelentes propiedades ópticas, fácilmente fresadas en máquinas CAD-CAM y alcanzando un buen acabado de la superficie, por su alto contenido de matriz vítrea.

Los dos ejemplos comerciales existentes de vitrocerámicas de silicato de litio son: a) Vita Suprinity® (Vita) (SiO_2 , Li_2O , K_2O , P_2O_5 , Al_2O_3 , ZrO_2 , CeO_2 , Pigmentos), un material comercializado en un estado parcialmente cristalizado y que requiere un ciclo térmico adicional en un horno, está indicado para la fabricación de inlays, onlays, coronas parciales, carillas, coronas anteriores y posteriores y restauraciones individuales sobre pilares de implantes.¹ b) Celtra Duo® (Dentsply-Sirona), un material que ya se encuentra en su etapa de cristalización final.⁴

2. CERÁMICAS POLICRISTALINAS (ÓXIDO-CERÁMICAS) DE ALUMINA Y CIRCONIO COMPATIBLES CAD/CAM.

Son cerámicas de naturaleza opaca, cuya configuración permite que los cristales se empaquen densamente en matrices regulares y se ubiquen en

forma regular en su interior cuando son sinterizados, este entramado de cristales reduce la propagación de grietas en su interior dando lugar a excelentes propiedades mecánicas. El material totalmente sinterizado puede ser fabricado por prensado isostático caliente, el bloque cerámico obtenido es fresado o también llamado mecanizado duro.¹⁰ Están indicadas para la fabricación de coronas, puentes y cofias sobre el cual una cerámica de recubrimiento es aplicada en capas para el resultado estético requerido.^{1,4,10}

a. Cerámicas policristalinas basadas en alúmina.

Procera® AllCeram (Nobel Biocare) fue introducida al mercado en 1993, con un contenido de alúmina de 99.9% en su núcleo (densa) y una resistencia flexural de 600MPa. La herramienta de fresado y el digitalizador tienen la misma dimensión reduciendo errores de transcripción, una matriz duplicada, ampliada por un factor de 0.2 compensa la contracción de la sinterización, es fresada sobre el trióxido de aluminio densamente empacado y sinterizado en bloques.⁷ La cofia es fresada según espesor y dimensión programada, para luego ser blindada con una cerámica estética con coeficiente de expansión térmica compatible.¹⁰ En la confección de estructuras de puentes la estructura es encerada como cofias individuales y escaneada, las unidades son fresadas separadamente y fusionadas luego con una cerámica especial. El ajuste marginal se encuentra en un rango entre 60 y 80um.

Estudios muestran un rango de supervivencia de coronas anteriores y posteriores del 97 y 93.5% después de 5 y 10 años respectivamente, otros estudios reflejan más fracasos en la zona molar atribuible al grosor de la cofia. Las cerámicas policristalinas CAD/CAM basadas en alúmina también pueden ser utilizadas como súper-estructuras libre de metal sobre pilares de implantes. En la versión anterior, se selecciona un casquillo de óxido de aluminio pre-fabricado sobre la que se fusiona la porcelana con un rango acumulado de éxito del 93.7% después de 5 años. Ahora las cofias pueden ser diseñadas y fabricadas vía CAD/CAM, reportándose tasas de éxito acumulativo de 98.3 y 91% después de 4 y 6 años, considerándose la fuerza parafuncional una de las principales razones de las fracturas reportadas.¹⁰

Vita® InCeram Al block fue introducida en 2005, debiéndose ser diferenciada de la InCeram® Classic Alumina (que también se ha referido como

InCeram® o InCeram® Alumina) en que este está libre de vidrio policristalino en su estructura y fabricado por un proceso diferente, lográndose una resistencia flexural de 488 MPa y una probabilidad de fallo del 5%.¹⁰ Está indicado como infra-estructura de coronas individuales y puentes cortos.

b. Cerámicas policristalinas basadas en circonio estabilizado.

El circonio es un material cerámico polimórfico en su estado puro, con una biocompatibilidad superior por las altas propiedades mecánicas, resistencia a la fractura de 9-10MPa.m⁻¹ y una fuerza de flexión de 900-1200MPa, aproximadamente el doble que la de la alúmina, de apariencia del diente natural, insolubilidad en agua del medio ambiente, no citotoxicidad, reducción de la adhesión bacteriana, radiopacidad y bajo potencial de corrosión^{1, 9,11}, presenta 3 formas cristalográficas:

TEMPERATURA	T° ambiente a 1170°C	de 1170°C a 2370°C	2370°C al punto de fusión
FASE	Monoclínica (M)	Tetragonal (T)	Cúbica (C)

La fase tetragonal es estable y puede pasar a monoclinica menos estable como respuesta a estímulos, como la presencia de agua a baja temperatura que dá lugar a un fenómeno conocido como “degradación de baja temperatura” (LTD), transformación lenta que se inicia en granos aislados en la superficie del circonio dando lugar a un aumento de volumen. Este estrés de los granos vecinos y las micro grietas aparecen permitiendo que el agua penetre y el proceso avance en última instancia, resultando en una notable disminución de la fuerza, distinta en las diferentes cerámicas y está relacionada con factores tales como tamaño del grano, distribución y concentración estabilizada, y presencia de estrés residual.^{9,10}

También puede iniciarse la transformación en presencia de una grieta en la superficie de la cerámica. El estrés se va acumulando en la punta de la fisura con incrementos de trabajo, lo que disparará la transformación mientras la energía es disipada, esto se acompaña de un aumento de volumen debido al tamaño de los cristales monoclinicos hasta en 4%, en un mecanismo llamado “endurecimiento de transformación”, éste detiene eficazmente la propagación de la fractura resultando en un incremento de las propiedades mecánicas ^{2,4,10}, sin embargo el material todavía se fracturaría bajo un estrés suficientemente alto.

Con la adición de óxidos estabilizados tales como óxido de cerio (CeO_2), magnesio (MgO) o ytrio (Y_2O_3), un material de múltiples fases conocido como circonio parcialmente estabilizado (PSZ) es formada a temperatura ambiente en la fase principal con cristales cúbicos, y con cristales tetragonales en la fase monoclinica menor, dando estabilidad al material. Es además posible formar un material monofásico consistente solamente de cristales tetragonales y es llamado circonio tetragonal policristalina (TZP).¹⁰

- *Circonio policristalino tetragonal parcialmente estabilizado por itrio (3Y-TZP)*. Contiene 3% en moles de itrio y es utilizado en odontología desde el año 1990 empleado como brackets de ortodoncia y postes en endodoncia, está indicado para cofias y coronas totalmente anatómicas anteriores y posteriores, infraestructura y estructura monoblock de PDF, coronas primarias para la técnica de corona telescópica, implantes y pilares de implantes ^{7,10,11} (permiten evitar la apariencia grisácea exhibida por los pilares de titanio a través de los tejidos blandos; espesores de mucosa que exceden a 2mm cubriendo los pilares de titanio o de circonio no permiten al ojo humano detectar diferencias en el color y la reflexión de luz a través de los tejidos blandos)⁹. Ensayos in vitro mostraron que el tipo de conexión influye en la resistencia mecánica estructural superior de los pilares de circonio por medio de la conexión interna a través de un componente metálico secundario, influenciando en la estabilidad de los pilares. Aunque la fuerza de ambos sistemas probados parece ser adecuadas para resistir las fuerzas de masticación fisiológicos en la zona premolar, los pilares de circonio muestran significativamente menor resistencia a la fractura que los pilares de titanio.⁹

Diversas metodologías para la aplicación de la capa de recubrimiento cerámico sobre la infraestructura se encuentran disponibles en el mercado y todos ellos tienen como objetivo la optimización de la resistencia de esta capa, y en algunos casos, para reducir la generación de tensiones térmicas residuales.¹ En la técnica de procesamiento estratificado o tradicional, la estructura de Y-TZP recibe la aplicación de una mezcla que contiene el polvo de cerámica de recubrimiento (con modificadores reológicos) y el líquido de modelado

(agua destilada) con el uso de un pincel, se necesitan aplicar varias capas con el fin de construir la anatomía del elemento dental deseado, generando capas de recubrimiento susceptibles al procesamiento de porosidades y una serie de defectos intrínsecos que pueden actuar como áreas de concentración de estrés, favoreciendo la fractura de la restauración durante la masticación. Otra técnica es el llamado método de presión, en la que el material de recubrimiento es aplicado sobre la infraestructura de cerámica (Y-TZP previamente sinterizado) mediante la técnica de cera perdida en combinación con una de prensado en caliente (inyección sobre un molde refractario), resultando en una capa de recubrimiento con menos poros y un mejor comportamiento mecánico que cuando es comparada con una capa de recubrimiento aplicada por la técnica tradicional. La técnica Rapid Layer (Vita) implica el fresado, tanto de la infraestructura de Y-TZP como de la capa de recubrimiento, que incluye una etapa de cementación posterior usando agentes de cementación a base de resina de curado dual. La otra técnica se llama CAD-on (Ivoclar-Vivadent) y consiste en el fresado de la capa de recubrimiento de un bloque vitro cerámica de disilicato de litio CAD-CAM. En el final del proceso, las dos capas están unidas por medio de un ciclo de cocción, que se realiza después de la aplicación de una fusión de vitro-cerámica (soldadura de vidrio) entre ambas capas.⁴

Una gran ventaja de las restauraciones producidas a través de sistemas CAD-CAM es el hecho de que los bloques utilizados para la producción de la capa de recubrimiento son originados a partir de procedimientos de sinterización optimizados llevadas a cabo por el fabricante en condiciones industriales ideales, lo que resulta en bloques mecánicamente fuertes con menos defectos en comparación con las capas de recubrimiento obtenidos mediante las metodologías descritas anteriormente.⁴

En una reciente revisión de restauraciones cerámicas se reportó que los estudios clínicos a largo plazo sobre restauraciones soportadas por zirconia fueron escasos y mostraron un rango de supervivencia clínica de 92.7 a 100% después de 3 años para coronas individuales y 94-96% para puentes de 4 unidades después de 4 años. Se cita como

factor de fracaso las fuerzas excesivas ocasionadas por el bruxismo e inadecuado grosor de cofia, las áreas más sensibles se ubican en los conectores de las estructuras.³

La causa más frecuente de fracaso es el “chipping” en la cerámica de recubrimiento y las fracturas de los pilares de óxido de circonio.^{5, 9} El rango de fractura para coronas después de 2-3 años se registraron en razón de 9% sobre la cerámica de recubrimiento, hasta un 36% en PPF después de 1-5 años y superior a 53% para restauraciones implanto soportadas basadas en circonio.⁵ La fractura de la capa de recubrimiento aplicada sobre la estructura Y-TZP se ha asociado con diferentes factores, tales como: a) Diseño de la infraestructura de Y-TZP que debe dar soporte a la capa de recubrimiento, daño de maquinado, tipos de acabado de los márgenes, b) Relación entre los espesores de las capas de restauración (Infraestructura y cerámica de recubrimiento, diseño anatómico), c) las tensiones residuales térmicas dentro de la restauración, que son generadas, ya sea durante la etapa de enfriamiento en el horno de sinterización o debido a una cierta falta de coincidencia de los coeficientes de expansión térmica (CTE) de ambas capas y d) propiedades mecánicas de la cerámica de recubrimiento.^{1,4,5,9,11}

Sistemas CAD/CAM disponibles⁷:

SISTEMA	MARCA	BLOQUES	CONTRACCIÓN
LAVA®	3M ESPE	Parcialmente sinterizados.	20% después de la sinterización final.
Cercon®	Dentsply	Parcialmente sinterizados.	20% después de la sinterización final.
e.max® ZirCAD	Ivoclar-Vivadent	Parcialmente sinterizados.	20% después de la sinterización final.
Procera® Zirconia	Nobel Biocare	Parcialmente sinterizados.	20% después de la sinterización final.
Vita® YZ bloks	Vita Zahnfabrik	Parcialmente sinterizados.	20% después de la sinterización final.
DCS-President®	Smartfit Austenal	Totalmente sinterizados.	
DC Zirkon®	Smartfit Austenal	Totalmente sinterizados.	

Las restauraciones monolíticas de ZrO₂ de contorno completo (puentes y coronas) no comenzaron a ser fabricados sino hasta fines del 2011 para superar los problemas relacionados con el astillado de las

capas de cerámica laminada.^{1,4,9,11} y coincidió con una discontinuación en la fabricación del e.max CAD sobre coronas de ZrO₂. Del mismo modo, la fabricación de las onlays e inlays Empress CAD bajó lentamente hasta finales del 2010, dando lugar a un aumento de las restauraciones e.max CAD.³

En un estudio después de 1 año de servicio clínico la superficie oclusal de coronas monolíticas mostraron una rugosidad superficial que parece más alta y más profunda que el del circonio después del fresado. En cuanto a la porcelana fusionada a las coronas de circonio, la superficie expuesta de la cofia no mostró signos superficiales evidentes de degradación después de 1 año de servicio clínico.⁹

- *Circonio parcialmente estabilizado con magnesio (Mg-PSZ)*. Material cerámico bifásico que consiste en cristales tetragonales inmersa en una matriz cúbica, presenta porosidades residuales debido a impurezas que provocan una disminución en la estabilidad de la fase tetragonal en un ambiente húmedo confiriendo propiedades mecánicas inferiores después del recubrimiento. Denzir-M[®] (Dentronic) se utilizó para el mecanizado duro.¹⁰
- *Nano compuesto de Circonio/alúmina estabilizado con Cerio (Ce-TZP/A)*. Es resistente a LTD (Degradación a baja temperatura) y baja resistencia a la flexión. La dispersión homogénea de alúmina a nano escala en la matriz incrementa la fuerza flexural sin afectar la resistencia a la fractura. Ce-TZP/A (Nanozir) es confiable en la elaboración de cofias de PPF (Prótesis parcial fija) posteriores.¹⁰

Modificaciones micro estructurales en el circonio con la finalidad de mejorar la translucidez se logra disminuyendo el contenido y tamaño de la alúmina, aumentando su densidad, adicionando circonio en su fase cúbica y disminuyendo la cantidad de impurezas.⁴

Un factor que afecta a la translucidez de la cerámica dental es el espesor de la restauración. En general, cuanto menor sea el espesor, mayor será la translucidez.¹¹ Por lo tanto, es obligatorio que los datos de translucidez se divulguen siempre acompañado del espesor del material. Considerando que espesores de 0.5mm en la Y-TZP tradicional muestra

valores de relación de contraste (CR) que son más altos (0.77) que los de Y-TZPs monolítica (0.57 a 0.62).⁴

Las restauraciones monolíticas permiten a los clínicos realizar preparaciones poco invasivas considerando las excelentes propiedades mecánicas del circonio.⁴ Navarra y col. mostraron que después de un año de actividad de masticación simulada, las cofias de circonio con diferentes diseños marginales (borde de pluma, de chaflán profundo o ligero) no mostraron ningún signo de transformación T-M, ni donde se aplica la carga, ni en los márgenes.⁹

El ajuste marginal de las restauraciones de circonio depende de la configuración y diseño de las preparaciones dentarias, exactitud del sistema de escaneo, tipo de mecanizado y procedimientos de laminado, pero el envejecimiento no parece influir en la integridad de los márgenes a largo plazo, la mayoría de los sistemas disponibles proporcionan una adaptación marginal clínicamente aceptable.¹⁰

El grabado ácido no tiene un efecto marcado sobre el trióxido de aluminio (Al_2O_3) y (ZrO_2) y se sugiere un cemento convencional como el cemento de ionómero de vidrio para el cementado.⁷ Se ha sugerido el empleo de aire abrasivo con partículas de óxido de aluminio de 30-50um a 80psi² o 0.35MPa durante 5" a una distancia de 2cm con el uso de un revestimiento de sílice-triboquímico (silanización) para mejorar la adhesión que con el aire abrasivo sólo (el arenado realizado después de los procedimientos de maquinizado puede eliminar algunas grandes grietas y los granos superficiales débilmente adheridos producidas durante el maquinado y, simultáneamente, pueden producir las tensiones compresivas superficiales que fortalecen el material y afectan solamente la capa superficial de pocas micras (μm) mejorando la resistencia al envejecimiento del circonio estabilizado con itrio.⁹ También se sugiere la efectividad de un agente de acople como el silano como método efectivo para el incremento de la fuerza de unión cuando se utiliza un cemento de resina para la cementación.^{7,10} En un reciente meta-análisis se reportó que una combinación de pre tratamientos mecánicos y químicos parecen cruciales para la obtención duradera de la unión.¹⁰

3. RESINA COMPUESTA INFILTRADA CON CERÁMICA (POLÍMEROS).

Aunque los sistemas CAD-CAM se desarrollaron inicialmente para la producción de restauraciones cerámicas, también se han desarrollado bloques de resina compuesta pre-polimerizados e infiltrados con cerámica para ser utilizados con estos sistemas. Uno de los primeros bloques CAD-CAM de resina compuesta desarrollados fue Paradigm® (3M®), considerado una alternativa amigable de rápido fresado y de desgaste para el uso de cerámica. Sin embargo, los problemas comúnmente relacionados con el sistema de resina compuesta todavía tienen que ser superados, tales como las propiedades mecánicas reducidas y pobre resistencia al desgaste.^{4,5}

MATERIAL	CLASIFICACIÓN	COMPOSICIÓN
Vita Mark II®	Cerámica	Cerámica de feldespato
Vita Enamic®	Resina compuesta	14% en peso de polímero-acrilato y 86% en peso de partículas de relleno de feldespato
Lava Ultimate 3M®	Resina compuesta	Matriz reforzada y 80% en peso de nano sílice y circonia
Material experimental Kerr®	Resina compuesta	Resina compuesta nanohíbrida con refuerzo de fibra
Paradigm MZ100 3M®	Resina compuesta	BisGMA, TEGDMA y 85% en peso de circonio-sílice ultrafina

El composite constituido de un polímero infiltrado con cerámica, utiliza una técnica de procesamiento innovador en el que un bloque cerámico poroso se infiltra con un polímero basado en UDMA, formando una red inter penetrante (Red de cerámica infiltrada con polímero: PICNs), a diferencia de los materiales compuestos de resina tradicionales producidos por medio de la adición de materiales de relleno de cerámica a una matriz de polímero. La infiltración de una resina en una cerámica porosa preformada es significativamente diferente de la infiltración de un vidrio, ya que la contracción final del polímero después de la infiltración es casi el 5%, es decir, mucho mayor que la contracción experimentada tras el enfriamiento del vidrio infiltrado, que es del orden del 1%. Por lo tanto es un material de fácil y rápido mecanizado mediante técnicas CAD-CAM, y su módulo elástico es más cercano al de los tejidos dentales, 50% menor en comparación a la cerámica feldespática, y puede ser reparados más fácilmente por resinas compuestas⁵, los PICNs tienen propiedades positivas

relacionadas tanto con la cerámica y materiales compuestos, con un equilibrio interesante entre elasticidad y resistencia, estando indicado para coronas individuales, inlays, onlays y carillas. La parte polimérica tiene una resistencia por debajo de 30MPa y la red de cerámica tiene una resistencia a alrededor de 160MPa, mientras que la PICN final tiene una fuerza de 135MPa. Como era de esperar para un material compuesto, las propiedades son intermedias entre las de la cerámica y las resinas con partículas de relleno.

Vita Enamic® (Vita) fue introducida el 2013, y se basa en la sinterización inicial de un polvo de porcelana de aproximadamente 70% de su densidad plena, seguido de la infiltración con una mezcla de monómeros. El material se considera una cerámica híbrida, un compuesto cerámico-resina compuesto de dos redes interconectadas: una cerámica dominante y un polímero⁵. Publicaciones recientes mostraron que la parte polimérica de este material se compone de dimetacrilato de uretano (UDMA) y polímeros reticulados trietilenglicol de dimetacrilato (TEGDMA), mientras que la composición de la red cerámica dominante reveló una fase cerámica importante, compuesta (por peso) de SiO₂(58-63%), Al₂O₃(20-23%), Na₂O(9-11%), K₂O(4-6%), B₂O₃(0,5-2%), CaO(<1%) y TiO₂(<1%). A pesar de ser comercializado como un polímero infiltrado de cerámica, el análisis científico ha demostrado que la matriz inorgánica es más bien un vidrio amorfo. En un experimento de fatiga cíclica de 500.000 ciclos, Enamic® fue representado, como una vitro-cerámica de disilicato de litio. Basado en el módulo elástico reducido éste material está especialmente indicado para los tratamientos de prótesis sobre implantes. Debido a las propiedades ópticas inferiores, los PICNs (Red de cerámica infiltrada con polímero) son más adecuadas en la región molar que en la anterior.^{4, 6}

Lava Ultimate® es una mezcla de resina y cerámica, que consiste principalmente de cerámica. Como una resina compuesta, el material no es frágil y es resistente a la fractura. Como una cerámica de vidrio, el material se afirma que tienen una excelente retención del pulido para una estética duradera. Un material experimental desarrollado por Kerr es también una resina compuesta nano-híbrida reforzada por fibras de vidrio.

Con respecto a las propiedades ópticas, las tensiones ocurridas por contracción del curado de la resina en la interfaz entre la estructura de la

cerámica y el polímero, resultan en pérdida de adherencia y conducen a una opacidad más alta por los gaps generados en la interfaz.

2.3 Terminología básica.

- CAD/CAM. Diseño asistido por computadora / Fabricación asistido por computadora.
- CAD-on. Capa de recubrimiento de disilicato de litio sobre una estructura de circonio sinterizado utilizando una soldadura de fusión de vidrio.
- 3Y-TZP. Circonio policristalino tetragonal parcialmente estabilizado por itrio.
- Mg-PSZ. Circonio parcialmente estabilizado con magnesio.
- Ce-TZP/A. Nano compuesto de circonio alúmina estabilizado con cerio.
- ZrO₂. Óxido de Circonio.
- LS₂. Disilicato de litio.
- PICNs. Red Cerámica Infiltrada con Polímeros.
- Delaminación. Desprendimiento en capa de superficie de la cerámica.
- Chipping. Astillamiento de la superficie de la cerámica por la falla cohesiva.
- PPF. Prótesis parcial fija.
- LTD. Degradación de baja temperatura.

CAPÍTULO III

DISCUSIÓN

Stawarczyk y col. En un estudio in vitro compararon la resistencia a la fractura de coronas de primera molares totalmente cerámicas con infraestructuras de Y-TZP laminada por diferentes técnicas: laminado (VM9; Vita), de prensado (IPS e.Max ZirPress; Ivoclar-Vivadent) y fresado de los bloques CAD/CAM (Lava® DVS, 3M) con la unión posterior usando una fusión de vitro-cerámica. Las restauraciones multicapa hecha de bloques de CAD-CAM mostraron valores de resistencia a la fractura significativamente mayores (6,242N) cuando se compara con coronas hechas con las técnicas de estratificación (4,264N) y prensados (5,071N).⁴

Otro estudio utilizando el sistema CAD-on evaluó el efecto de la técnica de unión en la resistencia a la fractura de coronas molares. En este estudio, las muestras que tenían sus capas unidas por un cemento de resina Multilink Implant (Ivoclar-Vivadent) mostraron un valor promedio de resistencia a la fractura más bajo que el valor obtenido para el grupo en el que los componentes se unen por medio de la fusión vitrocerámica (IPS e.max Crystall® Conectar; Ivoclar-Vivadent). Los valores promedios obtenidos en este estudio fueron $1,388 \pm 190\text{N}$ para el grupo de cerámica de fusión de vidrio frente a $1,211 \pm 158\text{N}$ del grupo cementado; sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa.⁴

Brunot y col. El 2016 realizaron un estudio in vitro donde el LS_2 (disilicato de litio) puede ser modificado mediante cambios simples en su superficie con el fin de modular finamente la adhesión de los tejidos blandos. Una Fuerte adhesión en el pilar asociado con asistencias de migración débiles en la cicatrización de heridas gingivales. Puliendo el mismo material, se puede reducir la adhesión celular sin modificar drásticamente la migración celular. Una comparación de las cerámicas LS_2 y de ZrO_2 (óxido de circonio) mostraron que el LS_2 era más propicio para la creación de diferentes reacciones de los tejidos.²

Estudios in vitro revelaron que puentes posteriores de InCeram® Zirconia CAD/CAM producían un mejor ajuste que el modelo vaceado de InCeram® Zirconia y que la precisión era similar a las prótesis fijas posteriores convencionales de metal-cerámica.¹⁰

Belli y col. 2015. Realizaron una recopilación de datos donde compararon los sistemas de restauración, el e.max CAD sobre ZrO₂ mostrando una respuesta significativamente mejor cuando se emplea como una corona que cuando se utiliza para la fabricación de puentes. Para puentes de ZrO₂ monolítica, no fueron observadas fracturas durante un intervalo de observación media, una tendencia que soporta los cuidados / estimaciones de vida de Fischer (2003), de cerca de cero fracasos de puentes ZrO₂ monolítica de 3 unidades al cabo de 10 años.³

Carames y col. 2015. Demostraron que las restauraciones de arco completo de circonio monolítico tienen una supervivencia global similar cuando es comparada con restauraciones metal-cerámica de aleación noble alta. No hay fallos o fracturas a lo largo de la estructura reportados en la literatura tras un seguimiento de 8 años. Diferentes complicaciones se han relatado con el uso de prótesis híbridas sobre implantes, tales como fracturas de la estructura de titanio y aleaciones de oro de más de 5 años y fractura o de desgaste de los dientes de resina debido a la mala unión de acrílico a la estructura. Con restauraciones metal-cerámicas, el astillamiento o fractura de la cerámica es debido a diferentes factores. Estos incluyen el impacto y la carga de fatiga, las fuerzas oclusales, las diferencias en coeficientes de expansión térmica, de bajo módulo de elasticidad del metal, diseño inadecuado, micro defectos, y trauma. Un extenso trabajo para la reparación es requerido después de fracasar la estructura.¹¹

Petra y col. El 2014 en un estudio in vitro sobre restauraciones de cobertura parcial tipo onlays en base a inyección de disilicato de litio y maquinados mediante el sistema CAD/CAM mostraron un ajuste marginal superior del sistema inyectado en un rango de 35-50um en relación al maquinado entre 50-60um.¹²

Cagidiaco y col. reportaron un gap marginal clínicamente aceptable de 20um para márgenes de bisel de metal y 120um con márgenes comunes en la unión de porcelana.⁹ El ajuste marginal de las restauraciones de circonio depende de la configuración y diseño de las preparaciones dentarias, exactitud del sistema de escaneo, tipo de mecanizado y procedimientos de laminado, pero el envejecimiento no parece influir en la integridad de los márgenes a largo plazo.¹⁰

Estudios sobre bloques con contenido de polímeros han mostrado que Enamic® es menos transparente que Lava Ultimate® o IPS e.max® (3M ESPE). Del mismo modo se ha demostrado que la superficie de los PICN (Red cerámica infiltrada con polímero) no son tan brillantes como los obtenidos por IPS e.max® o Lava Ultimate®. Sin embargo, la resistencia a los pigmentos (stain) de PICN fue superior que las mediciones de Lava Ultimate® e inferior a la reportada para IPS e.max®.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones.

- Ninguna de las cerámicas para CAD/CAM presentan propiedades ideales para una aplicación universal y cada una debe ser utilizada según la necesidad clínica de cada caso.
- Las propiedades ópticas de las vitro cerámicas (translucidez, reflexión de luz) son similares a los de la estructura del diente, mientras que las cerámicas de alta resistencia (óxidos cerámicas) son más opacas debido a su estructura cristalina.
- La translucidez de la cerámica influye decisivamente en su apariencia estética y depende entre otras cosas del espesor del material, por lo tanto las diferentes propiedades ópticas deben considerarse de acuerdo con la localización, color del núcleo de dentina y espacio disponible.
- Para enmascarar núcleos decolorados puede seleccionarse un óxido cerámico más opaco por ejemplo el óxido de circonio (ZrO_2), y como material alternativo la cerámica de disilicato de litio opaco.
- Las estructuras basadas en óxido de circonio revelan propiedades mecánicas superiores en cuanto a resistencia a la fractura, resistencia a la flexión, módulo elástico, y dureza comparada con las vitro-cerámicas.
- Las restauraciones monolíticas aparecen como una alternativa mecánica a la técnica multi laminada, más susceptible al astillamiento y deslaminación de la capa de revestimiento.

4.2 Recomendaciones.

- Realizar estudios longitudinales a largo plazo y revisar continuamente la literatura que reporta los avances, técnicas de procesamiento y estadísticas del comportamiento clínico de las cerámicas para CAD/CAM, para la elección del material idóneo de cada caso en particular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* (2016), Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>.
2. Brunot C., Luc J., Verbeke S., Belanger K., Pezron I., Kugel G. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for dental abutment; *J Periodontal Implant Sci.* 2016 Dec;46(6):362-371
3. Belli R., Petschelt A., Hofner B., Hajtó J., Scherrer S., Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. 2015. jdr.sagepub.com. DOI: 10.1177/0022034515608187
4. Silva LH, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz. Oral Res.* 2017;31(suppl):e58
5. Zhi L., Bortolotto T., Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *Journal of Prosthodontic Dentistry* 2015.
6. Li W., Sun J. Effects of Ceramic Density and Sintering Temperature on the Mechanical Properties of a Novel Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Zirconia Dental Restorative (Filling) Material. *Med Sci Monit* 2018; 24 3068-3076.
7. Kern M., Thompson V. P., Beuer F., Frankenberger R., Kohal R. J., Kunzelmann K. H., Pospiech P., Reiss B. *All Ceramics at a Glance.* 2017. 3th Ed.
8. Gracis E., Thompson v., Ferencz J., Silva N., Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 2015;28:227–235
9. Ferrari M., Vichi A., Zarone F. Zirconia abutments and restorations: From laboratory to clinical investigations. *Journal Dental Materials* 2015. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.015>
10. Kim R., Wah T., Pekka J. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology; State of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 2014; 58:208-216

11. Carames J., Tovar L., Cheng Y., Pérez A., Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International Journal of Dentistry*. Vol 2015, Article ID 392496, 7 pages.
12. Guess P., Vagopoulou T., Zhang Y., Wolkewitz M., Strub J. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo mechanical fatigue. 2014. *J Dent*; 42(2): 199–209. doi:10.1016/j.jdent.2013.10.002