



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSTGRADO

EVALUACIÓN *IN VITRO* DE
ADAPTACIÓN MARGINAL Y COLOR
DE CORONAS DE CIRCONIA
MONOLÍTICA SEGÚN DOS
PROGRAMAS DE SINTERIZACIÓN

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL

JONATHAN MARCELO JARAMILLO WONG

LIMA - PERÚ

2019

ASESORES

Mg. Esp. Martín Quintana del Solar

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

Universidad Peruana Cayetano Heredia

Mg. Esp. Carlos Liñán Durán

Departamento Académico de Estomatología del Niño y del Adolescente

Universidad Peruana Cayetano Heredia

DEDICATORIA

A mi familia por ayudarme a seguir mis ideales.

A mis maestros por guiarme por el buen sendero.

A mis amigos por ser una motivación a avanzar.

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

CAD/CAM	:	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
Co-Cr	:	Cobalto - Cromo
FAEST	:	Facultad de Estomatología
h	:	Horas
MPa	:	Mega Pascales
min	:	Minutos
mm	:	Milímetros
N	:	Newton
UPCH	:	Universidad Peruana Cayetano Heredia
VPS	:	Polivinil siloxano
Y-TZP	:	Policristales de Circonio Tetragonal estabilizados con Itrio
Zr	:	Circonio
ZrO ₂	:	Dióxido de Circonio
°C	:	Grados Celsius
μm	:	Micrómetros
ΔE	:	Diferencia en el color
Ø	:	Diámetro

ÍNDICE DE CONTENIDOS

I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1. Planteamiento del problema	2
II.2. Justificación	4
III. MARCO TEÓRICO	6
IV. OBJETIVOS	20
IV.1. Objetivo general	20
IV.2. Objetivos específico	20
V. HIPÓTESIS	21
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	22
VI.1. Diseño del estudio	22
VI.2. Muestra	22
VI.3. Criterios de selección	22
VI.4. Variables	23
VI.5. Técnicas y procedimientos	24
VI.6. Plan de análisis	28
VI.7. Consideraciones éticas	28
VII. RESULTADOS	29
VIII. DISCUSIÓN	30
IX. CONCLUSIONES	34
X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35
XI. ANEXOS	41

RESUMEN

Objetivo: Evaluar las alteraciones de adaptación marginal y color de coronas monolíticas de circonia sinterizadas según dos programas de sinterización (*Classic* y *Speed*).

Materiales y métodos: Se elaboró un muñón (premolar) digital con el software Autodesk Inventor Professional con preparación de paredes axiales de 6° de convergencia y una terminación marginal tipo chamfer, y se materializó en aleación de Cobalto-Cromo por sistema CAD/CAM de fusión selectiva por láser Mlab cusing Concept Laser – General Electric. Se escaneó el muñón con el escáner intraoral Omnicam – Sirona, se diseñó la restauración tipo corona premolar con el software Cerec inLab 16.0 – Sirona, y se fresaron 32 restauraciones en circonia presinterizada con el sistema de CAD/CAM inLab MC X5 - Sirona. Se fresaron 16 coronas en un disco de circonia color A2 y 16 en un disco de color A3. 8 coronas A2 y 8 coronas A3 se sinterizaron con el programa de sinterización *Classic* (1510°C 4h), mientras 8 coronas A2 y 8 coronas A3 se sinterizan con el programa de sinterización *Speed* (1540°C 1h).

La evaluación de la adaptación marginal se realizó mediante la técnica de réplica de silicona aplicándose sobre las muestras una presión constante de 50N con una máquina digital de ensayos universales CMT-5L – LG. Las mediciones se realizaron a través de estereomicroscopía en los márgenes vestibular y palatino de cada restauración con el estereomicroscopio Greenough Leica S8 APO - Leica Microsystems GmbH, a una magnificación de 40x con el software Leica Application Suite LAS v3.4 - Leica Microsystems GmbH.

La evaluación de color se realizó usando el espectrofotómetro Vita Easyshade V - Vita Zahnfabrik, registrando los valores obtenidos según el espacio de color CIELab.

Resultados: En cuanto a la adaptación marginal, los promedios de gap marginal fueron 27.81µm por vestibular y 46.87µm por palatino para *Classic A2*, mientras 36.81µm por vestibular y 49.74µm por palatino para *Speed A2*. Así mismo, los promedios de gap marginal fueron 33.06µm por vestibular y 54.98µm por palatino para *Classic A3*, mientras 45.26µm por vestibular y 58.00µm por palatino para *Speed A3*. En cuanto al color, el promedio de la ΔE fue de 4.54 entre la sinterización *Classic* y *Speed* para la circonia con pre-color A2, mientras que el promedio de la ΔE es de 4.23 entre la sinterización *Classic* y *Speed* para la circonia con pre color A3.

Conclusiones: La adaptación marginal luego del uso del programa *Speed* versus *Classic* se encuentra dentro de los rangos aceptables. La utilización del programa de sinterización *Speed* versus el *Classic* produce diferencias en el color de las restauraciones finales, siendo éstas “clínicamente perceptibles”.

Palabras Claves: Circonia monolítica, sinterización, adaptación marginal, discrepancia marginal, color.

ABSTRACT

Aim: To evaluate marginal fit and color alterations of monolithic zirconia crowns with two sintering programs (Classic and Speed).

Materials and Methods: A master digital abutment of a premolar was made with the Autodesk Inventor Professional CAD software with a 2mm wide chamfer and a 6 degree angle of axial walls convergence; then, it was materialized in a Cobalt-Crome alloy with the laser selective fusion CAD/CAM system. The die was scanned with Omnicam – Sirona intraoral scanner, the monolithic premolar crown was designed with Cerec inLab 16.0 – Sirona software, and 32 pre-sintered zirconia premolar crowns were milled with inLab MC X5 – Sirona CAD/CAM system. 16 crowns were milled in an inCoris zirconia A2 pre-shaded disc and 16 crowns in an inCoris zirconia A3 pre-shaded disc. 8 A2 color and 8 A3 color crowns were sintered in the Classic sintering program (1510°C 4h), while 8 A2 and 8 A3 crowns were sintered in the Speed sintering program (1540°C 1h).

Marginal fit evaluation was done with the silicone repique technique with a 50N constant pressure applied by the CMT-5L – LG universal testing machine. Measurements were done at buccal and lingual margins with Greenough Leica S8 APO - Leica Microsystems GmbH stereo-microscopy with 40x magnification and Leica Application Suite LAS v3.4 - Leica Microsystems GmbH software.

Color measurements were taken with Vita Easyshade V - Vita Zahnfabrik spectrophotometer, and registering the obtained data according to CIELab color space.

Results: In marginal fit, marginal gaps means were 27.81µm buccal and 46.87µm lingual with *Classic* A2, while 36.81µm buccal and 49.74µm lingual with *Speed*

A2. Likewise, marginal gaps means were 33.06 μ m buccal and 54.98 μ m lingual with *Classic* A3, while 45.26 μ m buccal and 58.00 μ m lingual with *Speed* A3. Regarding color, ΔE mean was 4.54 between Classic and Speed sintering for A2 zirconia, while the ΔE mean is 4.23 between Classic and Speed sintering for A3 zirconia.

Conclusions: Marginal fit after using Classic or Speed sintering programs is between acceptable ranges. There are clinically perceptible differences in color between crowns obtained with both sintering programs.

Key words: Monolithic zirconia, sintering, marginal fit, color.

I. INTRODUCCIÓN

En años recientes se puede evidenciar el gran empleo de la tecnología en las actividades humanas. Siendo la odontología parte de ello, lo podemos apreciar desde materiales dentales con mejores propiedades mecánicas, físicas, estéticas y con excelente biocompatibilidad, hasta procesos de confección más precisos, más rápidos y de mayor predictibilidad.

Uno de los mejores exponentes de este progreso a nivel de la especialidad de rehabilitación oral es el uso de los sistemas de escaneado y fresado asistidos por computador, CAD/CAM (computer assisted design/computer assisted manufacturing, por sus siglas en inglés), así como los materiales que pueden ser utilizados en estos sistemas de confección de restauraciones, como lo son las cerámicas dentales. Dentro de estos materiales se encuentra la circonia fresada como monobloque, sin necesidad de otro recubrimiento, llamada circonia monolítica, con cada vez mejores propiedades físicas y estéticas.

Sin embargo, el paso necesario entre el fresado y la instalación en boca de las coronas de circonia monolítica es el proceso de sinterización, el cual según diferentes parámetros de temperatura y tiempo puede afectar la microestructura y por lo tanto las propiedades del material. Por ello y debido a la introducción de hornos capaces de realizar procesos de sinterización más rápidos que los convencionales, los cambios en los resultados producidos suelen ser un tema a considerar.

El objetivo de este estudio fue realizar una evaluación *in vitro* de la adaptación marginal y el color, obtenidos en coronas de circonia monolítica hechas con CAD/CAM según dos programas de sinterización.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

Los fabricantes de hornos de sinterización de circonia han creado sistemas con procesos acelerados, modificando parámetros de tiempo y temperatura, con el fin de disminuir tiempos de laboratorio y ofrecer a los pacientes tratamientos rápidos del tipo *one visit*.

Se conoce que alteraciones en parámetros de tiempo y temperatura en los programas de sinterización provocan en las cerámicas cambios estructurales como su microdureza, translucidez, color, fuerza flexural, entre otros. (1)

Considerando estos cambios y sumados a la alteración volumétrica propia del proceso, surge la inquietud: ¿Las variaciones en el programa de sinterización (tiempo y temperatura) afectan la adaptación marginal y el color de las restauraciones de circonia monolítica confeccionadas en el sistema CAD/CAM?

II.2. Justificación

Desde el punto de vista teórico: existen estudios que investigan el efecto que tienen los diferentes programas de sinterización de la circonia sobre las propiedades microestructurales de las restauraciones obtenidas, así como cambios en sus propiedades ópticas.(1,2) Sin embargo, existen pocos estudios que investiguen características clínicas macroestructurales como la adaptación marginal o las alteraciones de color después de pasar por diferentes programas de sinterización.

Desde el punto de vista clínico: la adaptación marginal es uno de los factores fundamentales para realizar un tratamiento protésico exitoso y con buen pronóstico.(3) De la misma manera, el control de las propiedades ópticas con respecto al color después del proceso de sinterización es un factor predominante en el éxito del tratamiento, por lo que si la estabilidad cromática se ve involucrada por cambios en los procesos de la confección de las restauraciones, éstos deberían ser revisados.(4) De esta manera, si se realizan restauraciones confeccionadas con propiedades clínicas aceptables y en menores tiempos de laboratorio, se facilitaría al profesional ofrecer servicios más satisfactorios para el paciente.

Existen estudios realizados como el de Balkaya *et al.* (5) que permiten evaluar la distorsión generada a nivel del margen cervical de las restauraciones producida por los diferentes ciclos de horneado al que fueron sometidas las cerámicas. Sin embargo, la gran mayoría de los estudios se realizan sobre cofias, más no en coronas monolíticas de circonia. Sumado a esto, considerando que el proceso de

sinterización reduce el volumen de la circonia fresada pre-sinterizada en un 20-25% hasta llegar a su fase totalmente sinterizada (6), es importante saber si esto afecta en la adaptación marginal de coronas de circonia monolíticas.

Este estudio analizó estas dos características, adaptación marginal y color, en un material que rápidamente está obteniendo protagonismo debido a sus resaltantes propiedades físicas y estéticas. Ésto con el fin de corroborar que los procesos que intervienen en su confección (cada vez más rápidos y amigables para el clínico) no afecten la precisión ni la predictibilidad requeridas para el éxito de la rehabilitación.

III. MARCO TEÓRICO

La obtención de restauraciones con excelentes propiedades funcionales y estéticas es el anhelo de todo profesional de la odontología. Las restauraciones cerámicas libres de metal logran estos objetivos con cada vez mejores resultados debido al progreso de la ciencia de los materiales dentales, así como de la tecnología necesaria para su obtención y procesado. Para considerar a una restauración dental como exitosa, ésta debe cumplir tres principales requisitos: correcta adaptación marginal, gran resistencia a la fractura y gran valor estético.(7–10)

El término adaptación, asentamiento o ajuste es definido por el glosario de términos prostodónticos como la conformación correcta a la forma o medida al insertar y ajustar correctamente en su lugar una estructura sobre otra. Mientras que la línea de terminación marginal es la unión de estructura dental preparada y no preparada con el margen del material restaurador. (11)

La importancia de la adaptación marginal de las restauraciones radica en que una gran abertura marginal permite una mayor aglomeración de placa blanda, placa calcificada, fluido crevicular, promoviendo en consecuencia inflamación gingival, microfiltración e incluso pérdida de tejido óseo.(12)

Luego de un estudio de 5 años realizado en más de 1000 restauraciones, McLean y Von Fraunhauser concluyeron que la máxima abertura o gap marginal aceptable fue de 120µm. (13,14)

Analizando la evidencia sobre la precisión del asentamiento marginal de restauraciones hechas con el sistema CAD/CAM se muestra que es posible obtener aberturas menores que $80\mu\text{m}$. Significando esto que el sistema de digitalización y fabricación asistidos por computador mejora la cantidad promedio de la adaptación marginal protésica comparada con la obtenida con los métodos convencionales. (15)

Sin embargo, esto no quiere decir que no debe haber una abertura marginal, sino que se requiere siempre de un espacio mínimo entre la prótesis y el pilar para asegurar una adecuada inserción de la restauración y permitir la interposición de una delgada película del agente de unión o cementación. (16,17)

Varios estudios han reportado que la adaptación marginal de las restauraciones de CAD/CAM depende de varios factores que incluyen la configuración del margen, el grosor del espaciado interno, el tipo de agente de cementación usado y la técnica de cementación; así como también se ha sugerido que el proceso de digitalización y de fresado tienen también efectos en el asentamiento de las restauraciones. (18–22) Mientras que Chevalier (1) señala que existen, además de los mencionados, varios factores que podrían influir en el comportamiento de la circonia, como el tiempo y la temperatura de sinterización.

Los motivos para la ausencia de ajuste marginal pueden encontrarse en fases clínicas y también en fases de laboratorio. Éstos pueden ser:

- Tallado de la pieza dentaria, según características como altura, ancho, angulación y línea de terminación de la preparación.
- Impresión de los tejidos y vaciado de los modelos.
- Escaneado, digitalización, fresado, sinterización, glaseado.
- Cementación de la restauración.(1)

Holmes *et al.* (23) propusieron diferentes puntos para evaluar el ajuste de una restauración, a considerar:

- Desajuste interno: Distancia perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal: Distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen (línea de terminación).

Una correcta adaptación marginal no tendrá ninguno de los puntos señalados por Holmes *et al.*(23), sino más bien una coincidencia entre los márgenes del diente y la restauración. Otro factor que puede influir en la adaptación marginal es el tipo de línea de terminación.(7,24–27)

Se han descrito diferentes tipos de líneas de terminación según su diseño, tales como chamfer, filo de cuchillo, hombro y hombro con bisel. Las más populares e indicadas para restauraciones cerámicas son el hombro y el chamfer con sus respectivas indicaciones. Cada una de ellas, posee características favorables y desfavorables, así como especificaciones que deben ser consideradas para su elección. (24)

Shillingburg *et al.* (24) sugiere el uso del denominado chamfer profundo con ángulos internos redondeados para preparaciones de piezas que recibirán coronas totalmente cerámicas. Más aun, esta línea de terminación presenta facilidad de preparación, permite una fácil identificación en las impresiones y modelos de trabajo, provee suficiente espacio para el material restaurador, y es ciertamente conservadora. (28–30)

La preparación de las paredes axiales debe realizarse con una convergencia oclusal de 6° (28,31,32) y con una profundidad anatómica de por lo menos 1mm de la superficie del contorno del diente para restauraciones cerámicas monolíticas.(33)

Como material en bruto, el circonio (Zr) es un metal relativamente blando, dúctil, brillante, y platinado. El óxido de este metal usado en la odontología, dióxido de circonio (ZrO₂), conocido como circonia, es obtenido después de un extenso y costoso proceso industrial.(4)

En el campo de investigación de la medicina el dióxido de circonio se viene usando desde el final de los 60's, pero su aplicación principalmente para prótesis de caderas desde finales de los 80's; mientras que en la odontología, el uso del dióxido de circonio, debido a su muy alta resistencia a las fuerzas oclusales, ha sido aplicado en restauraciones dentales desde finales de los 90's como coronas dentales, prótesis dentales fijas e implantes dentales.(34,35) Ver anexo 1.

Los cristales de óxido de circonio están dispuestos en forma de celdas cristalinas, cuya malla, que pueden ser categorizados en tres fases cristalográficas: 1) la fase cúbica, en forma de un prisma recto con lados cuadrangulares, 2) la fase tetragonal, en forma de un prisma recto con lados rectangulares, y 3) la fase monoclinica, en forma de un prisma deforme con lados paralelepípedos. (35)

Durante el proceso de enfriamiento de una masa fundida de circonia pura, primero cristaliza la fase cúbica a una temperatura de 2680°C y luego se transforma a una fase tetragonal a la temperatura de 2370°C. A una temperatura de 1170°C, se da la transformación de la circonia a la fase monoclinica en la que se mantiene y se encuentra disponible a temperatura ambiente.(36) Durante el enfriamiento de fase tetragonal a monoclinica se da una expansión volumétrica de 3-4% lo que genera estreses que pueden devenir en la formación de grietas(37).

Este abrupto incremento de volumen durante la fase de enfriamiento hace imposible producir cerámica sinterizada de circonia pura ya que el volumen aumentado siempre lleva a una excesivamente alta tensión y la formación de fisuras indeseadas en la estructura de la cerámica. Sin embargo, las tensiones generadas por este incremento de volumen durante la fase de enfriamiento pueden ser prevenidas mediante la adición de óxidos estabilizadores, que son incorporados en el enrejado cristalino de la circonia. Con esto, la estructura se congela incluso a temperatura ambiente en su condición tetragonal o cúbico-tetragonal.(35) La circonia más comúnmente encontrada en el mercado para su uso en las ciencias médicas y odontológicas es estabilizada con óxido de itrio

(policristales de circonio tetragonal estabilizados con itrio, Y-TZP por su siglas en inglés).(4)

Las cerámicas de recientes generaciones tienen una composición con un alto porcentaje de ZrO_2 altamente sinterizado: 95%, y un bajo porcentaje de óxido de itrio: 5%, usado como estabilizador parcial. (38)

Una de las principales características de la circonia es su gran tenacidad, gracias a su microestructura completamente cristalina y además gracias a un mecanismo interno de refuerzo denominado “transformación martensítica”, que consiste en un incremento volumétrico local de 3 a 5% alrededor de una grieta gracias a una transformación de los granos tetragonales a monoclinicos, lo cual aumenta su resistencia y evita la propagación de la fractura. (4,35,38)

Esta propiedad otorga a la circonia una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa poniéndola encima del resto de las cerámicas en este aspecto. Con una resistencia a la flexión tan alta, su uso es muy apropiado para restauraciones ubicadas en piezas donde exista un gran compromiso mecánico.(38)

A diferencia de las propiedades mecánicas mencionadas de la circonia, las restauraciones metal-cerámicas presentan resistencia a la flexión entre los 400 y 600 MPa, las cerámicas feldespáticas presentan resistencia a la flexión entre los 100-300 MPa; las cerámicas aluminosas, así como las reforzadas con leucita o disilicato de litio, entre 300-700 MPa.(38) Ver Anexo 2.

Recientemente se ha desarrollado una circonia de alta translucidez para su uso clínico. Sumado a las ventajas brindadas por la fabricación de restauraciones por métodos de CAD/CAM, se ha facilitado el diseño de estructuras y de restauraciones de contorno completo como coronas de circonia monolítica para coronas y prótesis dental fija, evitando la necesidad de revestimientos e interfases con otro material de recubrimiento.(39–41)

Así, la gran translucidez que es capaz de alcanzar, hace de la circonia un material versátil y confiable. Sin embargo, la obtención de un color predecible va a depender de varios factores, entre los que se encuentran desde los procesos industriales de fabricación, como la técnica de prensado por presión isostática o la técnica de procesado coloidal, hasta los procesos de laboratorio previos a su utilización en el paciente, como lo es el de la sinterización (42).

El color reproducido en la circonia está relacionado finalmente a sus características microestructurales ya que por ejemplo en su estado más estable de trabajo, es decir el tetragonal, presenta anisotropía óptica (43), característica por la que dirige la transmisión de la luz recibida en diferentes direcciones, generando reflejo y refracción de la misma, fenómeno conocido como dispersión. (44) Esto último, sumado a la birrefringencia de los cristales de circonia, hacen que la transmisión de luz no sea unidireccional y por lo tanto la cantidad de luz recibida en el otro lado de la fuente no sea la misma.(45)

Así mismo, la presencia de poros e impurezas en la compactación de la circonia crean zonas de refracción lo que lleva consecuentemente a una dispersión óptica y por ende una translucidez reducida(46).La presencia de poros incluso en baja cantidad y con tamaños de alrededor de 100nm, pueden reducir la translucidez hasta en un 50%.(44)

Una forma de asegurar una mejor transmisión de luz es mantener el tamaño de grano de circonia por debajo de los 100nm, debido a su gran birrefringencia y su alto índice refractivo comparado a otras cerámicas dentales.(44)

El aumento en la demanda de restauraciones con aspecto natural por parte de los pacientes, sumado a los avances de la tecnología digital puestos al servicio de los profesionales de la odontología, han promovido un mayor interés en la confección de restauraciones por computador.

La tecnología de diseño asistido por ordenador y de maquinado asistido por ordenador (CAD/CAM por sus siglas en inglés), alguna vez de uso exclusivamente dedicado a la industria, hoy nos permite confeccionar restauraciones sumamente precisas de una forma rápida, cómoda y con gran predictibilidad. (38,47,48)

Existen 3 pasos en la confección de restauraciones usando la tecnología CAD/CAM: digitalización, diseño y mecanizado.

La digitalización es la obtención de un registro tridimensional de la superficie de la pieza o las piezas dentarias talladas. Esta digitalización puede realizarse a través de un escaner intraoral, el cual consiste en una cámara que captura directamente de la boca del paciente las superficies dentarias y tejidos adyacentes para en seguida transmitir la información al ordenador para su posterior trabajo. También puede realizarse la digitalización de manera extraoral a través de un escaner de modelos obtenidos después de una impresión convencional de los tejidos dentales. (38,48)

Con la información obtenida de la digitalización, se procede a realizar el diseño de la restauración a través de un software que permite determinar detalles como su tamaño, posición, extensión, anatomía, espaciado interno, puntos de contacto interproximal, etc. De esta manera, a través del software del ordenador, se puede diseñar desde estructuras internas de restauraciones que posteriormente pueden ser revestidas, hasta restauraciones completas con detalles anatómicos y casi listos para ser instaladas en boca. (38,48–50)

Al finalizar el diseño, el ordenador da inicio a la secuencia de maquinado o fresado, que consiste en la confección de la restauración a partir de bloques o discos del material cerámico elegido. Dentro de los sistemas más representativos de esta tecnología encontramos a: CEREC, Sirona; Lava, 3M Espe; Everest, Kavo; entre otros.(38,48)

Según la tendencia, en el futuro la tecnología CAD/CAM prevalecerá a los métodos clásicos y más artesanales en la confección de restauraciones protésicas.

(38)

Sumado al diseño de la línea de terminación, existen otros factores que pueden afectar la calidad de la adaptación marginal de las restauraciones de circonia confeccionadas con el sistema CAD/CAM. Uno de aquellos factores es el espacio generado para el agente cementante. Aumentar el espacio para el cemento (de 10 a 50 ó 60 μm) se traduce en un mejor sellado marginal. Otro aspecto es el ángulo de convergencia de las paredes axiales de la pieza dental tallada, donde el aumento de esta convergencia mejora la adaptación marginal. Sin embargo, hay que considerar que con un espacio para cemento superior a 30 μm , y el aumentar el ángulo de convergencia, no afecta significativamente ni en la adaptación interna, ni en el sellado marginal.(49,50) Por otro lado hay que considerar que un aumento en el ángulo de convergencia de las paredes axiales de la pieza tallada provoca una pérdida en la capacidad de retención de la restauración.(51)

Para la obtención final de restauraciones de circonia, tras los tres pasos del proceso CAD/CAM mencionados, estas restauraciones tienen que pasar por un proceso de sinterización. La sinterización es el proceso por el cual los poros entre las partículas de un material granular son eliminados por difusión atómica, conducido por fuerzas capilares.(52) Las diferencias en los parámetros de sinterización de la circonia puede afectar directamente su microestructura y propiedades.(1) El alcance de este efecto se ha vuelto de interés en el campo de la investigación odontológica especialmente luego de la introducción de ciclos de

sinterización cortos por parte de los fabricantes. Muchos autores han estudiado el efecto de los cambios en los cambios de tiempo y temperatura de sinterización sobre la translucidez, tamaño de grano y la fuerza flexural biaxial de las cerámicas circoniosas; sin embargo, el efecto de estos cambios en las propiedades de la circonia se mantienen en cuestión. (2,53–57)

Inokoshi *et al.* (58) encontraron que las mayores tiempos y temperaturas de sinterización incrementaron el tamaño de grano de ZrO₂. Asimismo, una mayor fracción de granos de circonia adoptaron una estructura cristalina cúbica, resultando en una disminución de contenido de itrio en los granos tetragonales remanentes. Ambos, los granos de mayor tamaño y el menor contenido estabilizador hicieron de los granos tetragonales remanentes más susceptibles a degradación de baja temperatura. (58)

Kaizer *et al.* (59) investigaron propiedades microestructurales, ópticas y de desgaste de restauraciones de circonia monolítica translúcida. Encontraron que las coronas que fueron sinterizadas a una velocidad *super-speed* poseyeron mayor translucidez. Los grupos de cerámica con velocidad de sinterización *long-term* presentaron menor cantidad de microgrietas. Los grupos de velocidades *speed* y *super-speed* exhibieron más grietas superficiales, lo que causó una superficie rugosa, que es asociada con una mayor pérdida de volumen. (59)

Se han utilizado diversas técnicas para la evaluación de la adaptación marginal; entre ellas destacan el examen visual directo, la microscopía óptica, la

estereomicroscopía, el escaneo por microscopía electrónica, perfilómetro, prueba por penetración de tinte y la técnica de réplica de silicona.(15,19,60–64)

Se debe considerar para la evaluación clínica que la restauración se debe poder colocar sin ninguna interferencia en la parte interna de la restauración ya sea en las caras axiales o en la superficie interna oclusal; de este modo el mejor lugar de la adaptación que se debe asegurar está localizado en el margen o línea de terminación y para esto debe conjuntamente existir una excelente adaptación interna. Para evaluar la adaptación marginal se usa rutinariamente un explorador de punta fina, moviéndolo verticalmente desde la restauración hacia el diente y viceversa. De presentarse una resistencia a este movimiento en ambas direcciones, se infiere la presencia de un hueco o margen abierto.

La técnica no invasiva de réplica de silicona fue desarrollada para medir la adaptación interna y marginal de los retenedores de prótesis fija. Descrita por Reich *et al.* (65), el procedimiento indica rellenar la parte interna de la cofia con una silicona *light-body* (President light body green; Coltene, Konstanz, Alemania) y posicionarla sobre el troquel bajo presión digital. Después de la polimerización de la silicona *light-body*, la estructura se remueve y la fina capa de silicona se estabiliza y arrastra con una silicona *heavy-body* (President heavy body; Coltene, Konstanz, Alemania) inyectandola dentro de la cofia. El tiempo de fabricación de la réplica se registró y requirió un promedio de 10 minutos.(66–68) Posterior a la remoción de la réplica, ésta se segmenta usando un bisturí para luego ser sometida

a las mediciones pertinentes como la realizada a través de estereo microscopía por luz.(15)

Las diferencias en el color percibido (ΔE) puede ser determinado usando las coordenadas CIELab. El espacio de color CIELab (también conocido como CIE $L^*a^*b^*$) es un espacio de color definido por la Comisión Internacional de Iluminación (CIE por sus siglas en francés Commission internationale de l'éclairage) en 1976. Éste expresa el color como tres valores numéricos, L^* para iluminación, a^* por su componente verde-rojo y b^* por sus componente azul-amarillo. CIELab fue diseñado para ser perceptivamente uniforme con respecto a la visión de color de un humano, lo que significa que la misma cantidad de cambio numérico de estos valores corresponden a la misma cantidad de cambio visualmente percibido(28).

El sistema CIELab ha provisto de una representación cuantitativa del color y ha sido extensivamente aplicado en odontología para estudiar materiales estéticos, guías de color y reproducción de color.(36,69,70) Los umbrales de aceptación y percepción de ΔE varían ampliamente en la literatura debido mayormente a la diversidad de observadores, objetivos y metodologías entre los estudios.(71,72) Clínicamente el diente junto a las restauraciones presentes, alrededores y efecto de armonización tienden a expandir la aceptación clínica previamente reportada.(73,74) Los valores ΔE promedio considerados clínicamente imperceptibles ($\Delta E < 3$), clínicamente aceptables (ΔE entre 3 y 5) y

clínicamente inaceptable ($\Delta E > 5$) parecen ser consistentes con la práctica clínica considerando al paciente como un no experto en color. (69,75,76)

Con respecto a la sinterización y su influencia en el color de las restauraciones de circonia monolítica, Ebeid *et al.* (2) encontraron que los resultados promedio de ΔE estuvieron entre 4.4 a 2.2. Se observó una disminución estadísticamente significativa en ΔE al incrementar el tiempo y temperatura de sinterización. El Contrast Ratio disminuyó de 0.75 a 0.68 al incrementar el tiempo y temperatura de sinterización. No se observó cambio significativo en la fuerza flexural biaxial.

La circonia puede ser coloreada a través de la aplicación de una capa de tinte o liner sobre la superficie sinterizada; (77) o también sumergida en una solución colorante (56,78) o pintada con una solución colorante(79) en su estado parcialmente sinterizado; pero también fabricando bloques o discos porosos de circonia pre-coloreados.(80–83) La fabricación de bloques pre-coloreados de circonia tienen un color más uniforme que los coloreados por tintes.(84)

IV. OBJETIVOS

IV.1 Objetivo general

Evaluar la adaptación marginal y el color de las coronas de circonia monolítica con dos programas de sinterización: *Classic* (1510° C 4h) y *Speed* (1540° C 1h).

IV.2. Objetivos específicos

1. Comparar la adaptación marginal de las coronas de circonia monolítica a nivel vestibular y palatino, obtenidas con dos programas de sinterización: *Classic*, 1510° C 4h y *Speed*, 1540° C 1h.
2. Comparar el color de las coronas de circonia monolítica obtenido a nivel vestibular con dos diferentes programas de sinterización: *Classic*, 1510° C 4h y *Speed*, 1540° C 1h.

V. HIPÓTESIS

1. Hay diferencias en la adaptación marginal y el color de las coronas sinterizadas con el programa *Speed*, comparados con las sinterizadas con el programa *Classic*.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del estudio

Experimental *in vitro*

VI.2. Muestra

La muestra estuvo constituida por coronas confeccionadas en circonia monolítica inCoris TZI C A2 (Sirona, Salzburgo, Austria) confeccionados sobre un modelo digital a partir de un modelo maestro .

Para el tamaño de muestra se consideraron trabajos previos:

- Ebeid y colaboradores(2): 9 grupos de 10 muestras cada uno.
- Tuncel y colaboradores(85): 3 grupos de 5 muestras cada uno.

El estudio piloto se realizó con el 10% de la muestra usada por Ebeid et al (2), que consiste en 3 muestras para cada grupo de programa de sinterización (2 grupos).

VI.3. Criterios de selección

- Coronas de circonia monolítica sobre un modelo con línea de terminación tipo chamfer profundo confeccionadas mediante la técnica CAD-CAM.
- Coronas que visualmente presentaron el margen cervical íntegro y continuo y que presentaron asentamiento pasivo en el modelo de trabajo.
- Muestras de réplica de silicona que presentaron integridad y continuidad en las zonas de medición.

VI.4. Variables

Adaptación marginal: Está definida como la distancia entre la restauración y la pieza dentaria a nivel del margen gingival. Es una variable dependiente cuantitativa en una escala de razón, que se mide según la técnica de réplica de silicona a nivel vestibular y palatino de la restauración a través de estéreo microscopía.

Color: Propiedad física de la luz emitida por los objetos y sustancias medible a través de un espectrofotómetro. Su variación (ΔE , obtenida con una fórmula usando los datos registrados con el espectrofotómetro) es considerada una variable cualitativa ordinal con 3 valores (Clínicamente imperceptible $\Delta E < 3$; clínicamente aceptable ΔE entre 3 y 5; clínicamente inaceptable $\Delta E > 5$).

Programa de sinterización: Es el tratamiento térmico de compactado cerámico a una temperatura inferior a la fusión de la mezcla, para aumentar la resistencia mecánica de la pieza, aumentando el tamaño de grano. Es una variable independiente cualitativa de carácter nominal con dos valores: *Classic* y *speed*.

VI.5. Técnicas y procedimientos

Confección del modelo maestro

La preparación del muñón se realizó en una primera premolar superior, siguiendo el diseño recomendado para una corona totalmente cerámica, como sugiere las instrucciones dadas por el fabricante de la circonia. (33) El muñón premolar se elaboró de manera digital (muñón maestro digital) con el software Autodesk Inventor Professional (Autodesk – California – EEUU) con convergencia de 6° en las paredes axiales y una terminación marginal tipo chamfer. Luego se materializó en aleación Cobalto-Cromo (muñón maestro físico) en el sistema CAD/CAM de fusión selectiva por láser Concept Laser Mlab cusing (General Electric - Alemania). (Ver Anexo 3).

Digitalización y diseño de restauraciones

El modelo maestro de Co-Cr se escaneó con el escáner intraoral Omnicam (Sirona, Salzburgo, Austria) y se obtuvo un modelo digital. Se confeccionó la restauración de manera virtual sobre el modelo digital con un espaciado oclusal de 60µm, y radial y cervical de 40µm con el software Cerec inLab 16.0 (Sirona, Salzburgo, Austria)

Confección de restauraciones

Las restauraciones se fresaron con el sistema de maquinado inLab MC X5 (Sirona, Salzburgo, Austria). Se emplearon discos de circonia pre sinterizada inCoris TZI C (Sirona, Salzburgo, Austria) en tamaño estándar (Ø 98.5 mm) de altura de 22mm, pre coloreados en los tonos A2 y A3.

Sinterización

La sinterización de las restauraciones fresadas se realizó en el horno de sinterización inFire HTC Speed (Sirona, Salzburgo, Austria), según los programas para cada grupo de prueba, según las indicaciones del fabricante:

- a) *Classic*: Sinterizado a 1510°C por 120min de mantenimiento. Tiempo total de 240min (4h)

Tasa de calentamiento °C/min	Temperatura de mantenimiento °C	Tiempo de mantenimiento min
25	800	0
15	1510	120
30	200	0

- b) *Speed*: Sinterizado a 1540°C por 30min de mantenimiento y 800°C por 5min de mantenimiento. Tiempo total de 60min (1h).

Tasa de calentamiento °C/min	Temperatura de mantenimiento °C	Tiempo de mantenimiento min
99	750	0
99	1100	0
50	1540	30
99	800	5

Medición de adaptación marginal

La medición de la adaptación marginal se realizó según la técnica de réplica de silicona como lo sugiere Schönberger (66), debido a su practicidad de uso y eficiencia. Para ello se utilizó la silicona de adición Fit Checker Advanced Blue (GC Inc Tokio, Japón) para medición de adaptación, aplicándola al interior de la corona a través de su punta de automezcla. En seguida se realizó la aplicación calibrada y constante de presión a través de una máquina digital de ensayos universales CMT-5L (LG, Corea) con 50N durante 1 minuto hasta que polimerice la silicona sobre el modelo maestro de titanio. Luego de retirar la corona del muñón, asegurándose de que la silicona de medición *Fit Checker* se mantenga al interior de la corona, se aplicó silicona de adición *VPS Panasil Initial Contact Light Fast* (Kettenbach GmbH & Co. KG, Alemania), se esperó 2 minutos para que termine de polimerizar y posteriormente se retiró la silicona de arrastre junto al Fit Checker Advanced Blue. Obtenida la réplica de silicona, ésta se seccionó con bisturí N° 11 de manera transversal vestibulo-lingual. Para la toma de las medidas se utilizó el estéreomicroscopio Greenough Leica S8 APO (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemania), a un aumento de 40X con el software Leica Application Suite LAS v3.4 (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemania), se midió en μm el espesor de la película de silicona VPES Fit CheckerTM Advance (GC Corporation, Tokio, Japón) a nivel cervical.

La información obtenida por cada medición se digitó en una tabla de Excel.

Medición de color

Para la medición de color el investigador se sometió a un proceso de calibración en el uso del espectrofotómetro Vita Easyshade V(Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Alemania).

Mediante el uso de un espectrofotómetro Vita Easyshade, se realizaron las mediciones correspondientes de color. Para ello se elaboró una base de silicona densa para posicionar el instrumento en una misma posición. Las coronas se ubicaron sobre una superficie lisa de color gris a la distancia indicada por el fabricante del espectrofotómetro (a 1mm de distancia de la punta). La medición se realizó a las 10am en un ambiente con ventanas e iluminación natural, con una temperatura de 28°C y una humedad de 65%.

La información obtenida por cada medición se anotó en una tabla de Excel.

VI.6. Plan de análisis

Se elaboró una base de datos en una hoja de cálculo Microsoft Excel 2013 que fue exportada al programa STATA version12 para los análisis descriptivos (univariado) con media aritmética y desviación estándar; para el análisis bivariado de la adaptación marginal se empleó t de Student.

VI.7. Consideraciones éticas

Se realizó la inscripción del proyecto de investigación al SIDISI. Se solicitó la aprobación por el comité de investigación FAEST (Facultad de Estomatología Roberto Beltrán-UPCH).

Se solicitó aprobación de acuerdo a las normas éticas del Comité Institucional de Ética en Investigación (CIEI) Universidad Peruana Cayetano Heredia.

Se solicitó aprobación para el uso del estéreo microscopio por el laboratorio de patología y medicina oral de la FAEST-UPCH.

Se solicitó aprobación para el uso del equipo de ensayo universal para presión constante Instron al laboratorio especializado en ensayos mecánicos de materiales HTL.

VII. RESULTADOS

Con respecto a la adaptación marginal, los promedios y desviaciones estándares de discrepancia se muestran en la tabla 1, donde se observa que existe mayor diferencia para los promedios del programa Speed en comparación con el Classic tanto para el color A2 y A3.

Tabla 1. Comparación de adaptación marginal por vestibular y palatino en μm , según color y programa de sinterización.

	A2		A3	
	Vestibular	Palatino	Vestibular	Palatino
<i>Classic</i>	27.81 (2.82)	46.87 (14.91)	33.06 (10.36)	54.98 (15.37)
<i>Speed</i>	36.81 (13.41)	49.74 (11.83)	45.26 (32.21)	58.00 (17.09)
p	0.084	0.677	0.336	0.716

Prueba t de Student ($p < 0.05$)

Con respecto a la evaluación del color, los promedios obtenidos se presentan en la tabla 2. La ΔE se obtiene de la diferencia entre promedios Classic y Speed de L^* , a^* y b^* para cada color de disco con la siguiente fórmula: $\Delta E^* = ((L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2)^{1/2}$

Tabla 2. Promedio y desviación estándar según color y programa de sinterización de L^* , a^* , b^* , y ΔE .

		L^*	a^*	b^*	ΔE^*
A2	Classic	79.20 (1.20)	1.50 (0.13)	31.00 (0.94)	4.54 (0.64)
	Speed	77.86 (0.63)	1.85 (0.12)	35.11 (0.91)	
A3	Classic	76.35 (0.47)	2.24 (0.10)	37.08 (0.54)	4.23 (0.45)
	Speed	74.04 (0.72)	2.78 (0.16)	40.51 (1.17)	

VIII. DISCUSIÓN

En la rehabilitación oral, dos aspectos muy importantes a considerar para el éxito del tratamiento con prótesis fija son la adaptación marginal y el color. Desde el punto de vista clínico: la adaptación marginal es uno de los factores fundamentales para realizar un tratamiento protésico exitoso y con buen pronóstico.(3) De la misma manera, las propiedades ópticas con respecto al color después del proceso de sinterización es un factor predominante en el éxito del tratamiento, dado que la naturalidad de la restauración y su mimetismo en la cavidad bucal son factores requeridos tanto por el clínico como por el paciente. Este estudio evaluó la adaptación marginal y el color de restauraciones en circonia monolítica con dos diferentes programas de sinterización.

Los datos obtenidos muestran que la adaptación marginal es mayor con el programa *Classic* a diferencia del *Speed* tanto para el color A2 y A3, sin embargo no presenta diferencias estadísticamente significativas ($p>0.05$). Existen estudios(86,87) que evalúan los efectos del proceso de sinterización en la adaptación marginal e interna de estructuras de circonia hechas en CAD/CAM, donde se explica que debido a la propiedad de contracción anisotrópica de los bloques de circonia, se deben considerar correcciones o ajustes en los bloques frente a los cambios dimensionales que enfrentarán en el proceso de sinterización.

Khaledi *et al.* (87) compararon tiempos de sinterización para sistema de circonia convencional con sinterización a 1530°C por 7h 20 min, y circonia *Speed* con

sinterización a 1530°C por 4h 20 min, y obtuvieron como resultados adaptaciones marginales semejantes en copings de circonia.

Ha *et al.* (88) compararon la adaptación marginal de coronas y de copings de circonia con dos marcas de sistemas de fresado de circonia monolítica y copings revestidos por cerámica.

Considerando que los valores de espacio entre la restauración y la pieza dentaria son aceptables dentro de las 120µm (13,88), los valores obtenidos en este estudio se mantienen dentro de ese rango (27.81µm-58.00µm) y no muestran variación estadísticamente significativa con los procesos de sinterización *Classic* y *Speed*. Sin embargo, las alteraciones en las mediciones pueden deberse a la anatomía de las restauraciones, donde por ejemplo, al ejercer la fuerza en dirección apical, la tendencia de la dirección es hacia la cúspide con mayor longitud (en este caso la vestibular), por lo que discrepancia marginal vestibular entre la restauración y el muñón es más reducido. La metodología de medición del gap marginal se realizó con la técnica de réplica de silicona, validada como instrumento de medición, que es equiparable con la técnica de restauración cementada y seccionada.(66)

Por otro lado, las diferencias en el color percibido (ΔE) puede ser determinado usando las coordenadas CIELab, que provee de una representación cuantitativa del color y ha sido extensivamente aplicado en odontología para estudiar materiales estéticos, guías de color y reproducción de color.(69) La ΔE para cada color de disco con ambos tipos de sinterización indica que existe una diferencia del color dentro de los márgenes “clínicamente perceptibles” (ΔE entre 3 y 5).

Estudios como el de Ebeid *et al.* (2), muestran cambios en ΔE al alterar los parámetros de tiempo y temperatura en el proceso de sinterización. Esto posiblemente atribuidos a que el proceso de sinterización reduce los poros entre los granos de circonia y aumenta su densidad final, produciendo así menor dispersión y mayor transmisión de la luz, mejorando la translucidez y características ópticas (2,52). La reducción de los poros entre los granos de circonia y el consecuente aumento de la densidad final promueve una menor dispersión y mayor transmisión de la luz, mejorando la translucidez y por ende las características ópticas. Al mismo tiempo, el evitar el crecimiento de granos de circonia disminuirá la birrefringencia propia del material, asegurando una transmisión más directa de la luz (44,52).

Tanto el tiempo como la temperatura juegan un papel importante en esta variación; siendo esta última la variable responsable de los hallazgos de Stawarczyk *et al.*(4), quienes sometieron 9 grupos de muestras de circonia por 120 minutos a diferentes temperaturas 1300°C, 1350°C, 1400°C, 1450°C, 1500°C, 1550°C, 1600°C, 1650°C y 1,700°C, y mostraron que la relación de contraste disminuye con el incremento de la temperatura de sinterización, donde el grupo de 1300°C muestra la menor translucidez y el de 1700° la mayor translucidez lo que va de la mano con un incremento directamente proporcional del tamaño de grano de circonia. Con respecto a los tiempos de sinterización, los hallazgos de Kim *et al.* (54) y Hayashi *et al.* (89) mostraron que a menor tiempo, se logró obtener menor tamaño de grano de circonia y por lo tanto mayor translucidez.

Este estudio obtuvo resultados comparables a los hallados por Ebeid *et al.* (89), rechazando la hipótesis nula de que no existe variación en el color ($\Delta E=1-3$), ya que se encontró que sí existe un cambio calificado como “clínicamente perceptible” siendo $\Delta E=4.54$ para A2 y $\Delta E=4.23$ para A3.

Este estudio permite evaluar otras variables que pueden verse alterados por los procesos de sinterización como la rugosidad superficial, microdureza, fijación a sustratos, alteraciones frente a agentes externos etc; lo que permitiría ampliar la línea de investigación en posteriores estudios.

IX. CONCLUSIONES

La adaptación marginal de las coronas de circonia monolítica a nivel vestibular y palatino, luego del uso del programa de sinterización **Speed** versus **Classic** no varía de manera estadísticamente significativa y se encuentra dentro de los rangos aceptables.

Existen variaciones en el color de las coronas de circonia monolítica luego de la utilización del uso del programa de sinterización *Speed* versus el *Classic*, siendo éstas “clínicamente aceptables”.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535–43.
2. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(12):e419–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.003>
3. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):459–64.
4. Stawarczyk B, Keul C, Marlis /, Figge D, Ing D, Edelhoff D, et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessenz Zahntech*. 2017;48(5):369–80.
5. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346–55.
6. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* [Internet]. 2009;4(4):348–80. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20111760>
7. Gardner FM. Margins of complete crowns - Literature review. *J Prosthet Dent*. 1982;48(4):396–400.
8. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent*. 1990;64(6):636–42.
9. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):357–64.
10. Richter WA, Ueno H. Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent*. 1973;30(2):156–61.
11. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, MCGarry TJ, Goldstein G, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;117(5):C1-e105. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391316306837>
12. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989;62(3):264–9.
13. McLean JW von FJ. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107–11.
14. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013;110(6):447–454.e10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>
15. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*. 2014;41(11):853–74.
16. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):280–301.
17. White SN. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent*.

- 1992;67(6):782–5.
18. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):529–35.
 19. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):250–7.
 20. Kokubo Y, Ohkubo C. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral ... [Internet]*. 2005;32:526–30. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2842.2005.01458.x/full>
 21. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*. 2003;82(6):438–42.
 22. Cho HD, Jun YT. Five-axis CNC milling for effective machining of sculptured surfaces. 1993;31(11):2559–73.
 23. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405–8.
 24. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, et al. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing. 2012. 1-586 p.
 25. Ayad MF. Effect of the crown preparation margin and die type on the marginal accuracy of fiber-reinforced composite crowns. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(2):009-016.
 26. Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J Prosthet Dent*. 1964;14(1):95–106.
 27. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB, Air N, Hospital S, et al. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent*. 2004;(July):1–7.
 28. Rosenstiel S, Land M FJ. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.; 2016. 888 p.
 29. Suárez MJ. Fit of Procera AllCeram Crowns with Two Finish Lines. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;16(3):229–32.
 30. KOMINE F, IWAI T, KOBAYASHI K, MATSUMURA H. Marginal and Internal Adaptation of Zirconium Dioxide Ceramic Copings and Crowns with Different Finish Line Designs. *Dent Mater J [Internet]*. 2007;26(5):659–64. Available from: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/dmj/26.659?from=CrossRef>
 31. Ates SM, Yesil Duymus Z. Influence of Tooth Preparation Design on Fitting Accuracy of CAD-CAM Based Restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28(4):238–46.
 32. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, El Megid Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2013;109(2):83–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60020-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60020-7)
 33. inCoris TZI Translucent zirconia ceramic blocks and discs for CEREC and inLab Processing instructions: Restoration production for crowns and bridges. Sirona Dent Syst GmbH. 2016;
 34. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P.

- Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):285–90.
35. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(2):130–51.
 36. Ozturk O, Uludag B, Sahin V. The effect of ceramic thickness and number of firings. *J Prosthet Dent*. 2008;100(2):99–106.
 37. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1–25.
 38. Martínez Rus F, Pradiés Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe* [Internet]. 2007;12(4):253–63. Available from: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003&lng=en&nrm=iso&tlng=en
 39. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: Influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*. 2011;15(4):527–36.
 40. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater* [Internet]. 2013;29(3):307–16. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.012>
 41. Mehra M, Vahidi F. Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: A clinical report. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(1):1–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.016>
 42. Uchikoshi T, Sakka Y, Ozawa K, Hiraga K. Preparation of fine-grained monoclinic zirconia ceramics by colloidal processing. *J Mater Res*. 1998;13(4):840–3.
 43. Fernández-Oliveras A, Pecho OE, Rubiño M, Pérez MM. Measurements of scattering anisotropy in dental tissue and zirconia ceramic. *Proc SPIE* [Internet]. 2012;8427(May):84272C–84272C–6. Available from: http://spiedigitallibrary.org/proceedings/resource/2/psisdg/8427/1/84272C_1%5Cnhttp://link.aip.org/link/?PSISDG/8427/84272C/1/pdf
 44. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(10):1195–203. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
 45. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc*. 2011;94(6):1850–8.
 46. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;116(2):257–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.019>
 47. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM chairside system. *ORAL Implantol*. 2014;7(3):57–70.
 48. YU W, GUO K, ZHANG B, WENG W. Fracture resistance of

- endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater J* [Internet]. 2014;33(3):349–54. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/33/3/33_2013-240/_article
49. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):244–8.
 50. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(4):214–8.
 51. Oilo G, Tornquist A, Durling D, Anderson M. All-Ceramic Crowns and Preparation Characteristics: A Mathematic Approach. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):301–6.
 52. Chen IW, Wang XH. Sintering dense nanocrystalline ceramics without final-stage grain growth. *Nature*. 2000;404(6774):168–71.
 53. Ersoy NM, Aydoğdu HM, Değirmenci BÜ, Çökük N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomater Odontol Scand* [Internet]. 2015;1(2–4):43–50. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/23337931.2015.1068126>
 54. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2013;5(2):161. Available from: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2013.5.2.161>
 55. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):269–74.
 56. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand*. 2008;66(5):262–7.
 57. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22(11):2429–35.
 58. Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(6):669–78. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.03.005>
 59. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceram Int* [Internet]. 2017;43(14):10999–1005. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ceramint.2017.05.141>
 60. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009;101(4):239–47. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60047-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60047-0)
 61. Coli P. Precision of a CAD / CAM Technique for the Production of. *J Prosthet Dent*. 2004;17(5):577–80.

62. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures. *Eur J Dent* [Internet]. 2007;1(1):25–30. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2612943&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
63. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990;64(1):18–24.
64. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1994;72(6):585–90.
65. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(2):174–9.
66. Schönberger J, Erdelt KJ, Bäumer D, Beuer F. Evaluation of Two Protocols to Measure the Accuracy of Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2017;00:1–5.
67. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*. 1993;51(4):201–6.
68. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):419–24.
69. Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *J Dent* [Internet]. 2013;41(SUPPL. 3):e18–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.02.005>
70. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):551–7.
71. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(2):133–4.
72. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *J Dent* [Internet]. 2014;42(6):637–44. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.017>
73. Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: Three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dent Mater*. 2009;25(2):276–81.
74. Paravina RD, Westland S, Imai FH, Kimura M, Powers JM. Evaluation of blending effect of composites related to restoration size. *Dent Mater*. 2006;22(4):299–307.
75. Johnston WM, Kao EC. Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry. *J Dent Res*. 1989;68(5):819–22.
76. Alghazali N, Burnside G, Moallem M, Smith P, Preston A, Jarad FD. Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. *J Dent* [Internet]. 2012;40(SUPPL. 1):e10–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2012.04.023>
77. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*. 2006;22(9):857–63.
78. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M.

- Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):98–102.
79. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* [Internet]. 2013;44(8):557–66. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23772439>
 80. Wen N, Yi YF, Zhang WW, Deng B, Shao LQ, Dong LM, et al. The Color of Fe₂O₃ and Bi₂O₃ Pigmented Dental Zirconia Ceramic. *Key Eng Mater* [Internet]. 2010;434–435:582–5. Available from: <https://www.scientific.net/KEM.434-435.582>
 81. Liu G, Xie Z, Wang W, Wu Y. Fabrication of ZrO₂-CoAl₂O₄ composite by injection molding and solution infiltration. *Int J Appl Ceram Technol.* 2011;8(6):1344–52.
 82. Wang W, Liu W, Yang X, Xie Z. Fabrication of black-colored CuO-Al₂O₃-ZrO₂ ceramics via heterogeneous nucleation method. *Ceram Int* [Internet]. 2012;38(4):2851–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ceramint.2011.11.057>
 83. Kaya G. Production and characterization of self-colored dental zirconia blocks. *Ceram Int* [Internet]. 2013;39(1):511–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ceramint.2012.06.056>
 84. Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2014;6(5):415. Available from: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2014.6.5.415>
 85. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2016;8(3):181. Available from: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2016.8.3.181>
 86. KUNII J, HOTTA Y, TAMAKI Y, OZAWA A, KOBAYASHI Y, FUJISHIMA A, et al. Effect of Sintering on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM-fabricated Zirconia Frameworks. *Dent Mater J* [Internet]. 2007;26(6):820–6. Available from: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/dmj/26.820?from=CrossRef>
 87. Khaleedi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S, Orandi S. The Effect of Sintering Time on the Marginal Fit of Zirconia Copings. *J Prosthodont* [Internet]. 2018;00(2017):1–5. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12731>
 88. Ha S-J, Cho J-H. Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2016;8(6):439. Available from: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2016.8.6.439>
 89. Hayashi K, Kobayashi O, Toyoda S, Morinaga K. Transmission Optical Properties of Polycrystalline Alumina with Submicron Grains. Vol. 32, *Materials Transactions JIM.* 1991. p. 1024–9.

XI. ANEXOS

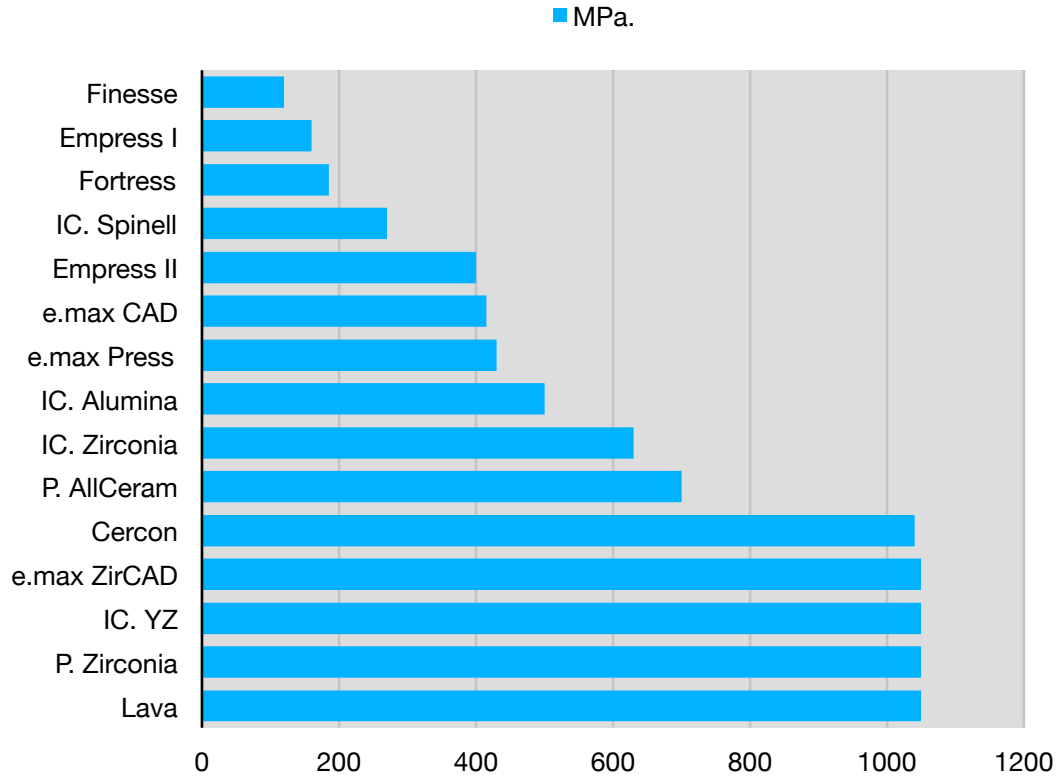
Anexo 1

Cuadro1. Diferentes aplicaciones de la circonia en la medicina y odontología.(35)

Aplicaciones médicas	Aplicaciones odontológicas
Herramientas quirúrgicos	Composites
Manipulación de sangre	Ataches extracoronarios
Instrumentación	Coronas de cobertura parcial y total
Implantes quirúrgicos	Carillas
Ortopedia (caderas protésicas)	Postes y muñones
	Coronas telescópicas
	Brackets ortodóncicos
	Pilares de implantes
	Implantes

Anexo 2

Figura 1. Resistencia a la fractura de distintos sistemas cerámicos (ISO 6872).



(38)

Anexo 3.

Figura 2. Preparación de dientes posteriores (premolares y molares).(38)

