

Evaluación del ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas con dos sistemas CAD-CAM en preparaciones con dos diferentes diseños de línea de terminación.

RAUL IRAM EUAN SALAZAR

Dipòsit Legal: B 8599-2015

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



Universitat
Internacional
De Catalunya

Evaluación del ajuste marginal de coronas de zirconio
fabricadas con dos sistemas CAD-CAM en preparaciones
con dos diferentes diseños de línea de terminación.

Departamento de Restauradora Dental y Endodoncia. Facultad de
Odontología
Programa de Doctorado: Doctorado en Odontología
Universitat Internacional de Catalunya

TESIS DOCTORAL

RAUL IRAM EUAN SALAZAR

DICIEMBRE 2014

DIRECTOR
Dr. Josep Cabratosa Termes
CO-DIRECTOR
Dr. Oscar Figueras Álvarez

A mi esposa Susana, por su amor y por ser las alas que me incitan a volar
A mi hija Aimeé por cambiar mi vida
A Luciana que viene en camino

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis, el Dr. Josep Cabratosa, por el tiempo dedicado a mí durante estos años y el Dr. Oscar Figueras, por todos sus consejos desde la tesina hasta el trabajo actual, pasando por los manuscritos.

A mi antiguo maestro y hoy mi amigo, Dr. Rogelio Oliver Parra, por su ayuda “estadísticamente significativa”.

Al Dr. Stephen Rosenstiel, excelente maestro y mejor ser humano; igualmente a Enid Rosenstiel por sus consejos de redacción en los manuscritos.

A la Dra. Susana Gomes, mi esposa, porque además de amor comparte conmigo su pasión por la odontología...gracias por todos tus consejos, sin ti esto no hubiera pasado.

A mis padres, Virginia y Elmer, por su apoyo y por darme las bases que me llevaron a este camino.

A mis otros padres, Celeste y Antonio por adoptarme y quererme como su hijo.

Al resto de la familia, por ser como son.

ÍNDICE

1. JUSTIFICACIÓN.....	8
2. HIPÓTESIS.....	12
3. OBJETIVOS.....	16
4. INTRODUCCIÓN.....	20
4.1 Historia y Evolución.....	22
4.2 Ajuste o Sellado Marginal.....	23
4.3 La Preparación del Diente.....	25
4.4 Materiales Cerámicos.....	28
4.5 CAD/CAM y Ajuste Marginal.....	37
4.6 Evaluación del Ajuste Marginal.....	38
4.7 Agentes Cementantes y Técnicas de Cementado.....	39
5. ARTÍCULOS.....	42
5.1 Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines.....	44
5.2 Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design.....	57
6. DISCUSIÓN.....	86
7. CONCLUSIONES.....	94
8. PERSPECTIVAS DE FUTURO.....	98
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102
10. ANEXOS.....	114
10.1 Artículo enviado a publicación.....	116
10.2 Aprobación del proyecto de tesis.....	132
10.3 Tablas de resultados.....	133

JUSTIFICACIÓN

JUSTIFICACIÓN

El éxito a largo plazo en las restauraciones de prótesis fija depende, en gran medida, de diversos factores como: resistencia a la fractura y desgaste, estabilidad dimensional, retención, estética, y sellado marginal. Un sellado marginal defectuoso se traduce en mayor adherencia de placa bacteriana y microfiltración, que pueden producir caries secundarias y/o irritación en la encía marginal causando el fracaso de la rehabilitación (1).

A lo largo de la historia de la odontología se han utilizado diferentes aleaciones metálicas (altamente nobles, nobles y metales base), frecuentemente en combinación con recubrimientos estéticos, para la fabricación de prótesis fijas. En este tipo de restauraciones, las líneas de terminación preferidas por los clínicos son el chaflán y el hombro biselado, ya que permite que las restauraciones tengan en su margen un ángulo agudo, para facilitar una mejor inserción y sellado marginal (1).

Sin embargo en la actualidad la estética juega un papel fundamental en la odontología. Desfavorablemente, las restauraciones metálicas (con o sin recubrimiento estético) no llenan todas las aspiraciones estéticas deseadas. Es por esto que el desarrollo de nuevos materiales ha sido dirigido a satisfacer esta necesidad. Los cerómeros y diversos tipos de cerámica, entre ellas las de fase vítrea, la reforzada con leucita, con disilicato de litio o alúmina, se han venido usando con excelentes resultados estéticos pero con limitaciones en cuanto a sus propiedades físicas, tales como baja resistencia, lo que limita su uso a restauraciones individuales anteriores y posteriores, y prótesis fijas de 3 unidades hasta premolares. Además, para asegurar la integridad marginal de la restauración es necesario diseñar líneas de terminación en hombro de 90° (2, 3).

En la búsqueda por el material de restauración ideal desde el punto de vista mecánico, numerosas investigaciones en años recientes han descubierto las virtudes y aplicaciones del dióxido de zirconio (zirconio) para su empleo en la rehabilitación oral; destacando, entre sus propiedades, una alta resistencia y estabilidad. Estas propiedades permiten, entre otras cosas, la elaboración de prótesis parcial fija en el sector posterior, además de la posibilidad de realizar preparaciones con líneas de terminación en chaflán u hombro, según la preferencia del clínico (4, 5).

Como una más de sus bondades, las restauraciones de zirconio pueden ser confeccionadas con la más reciente tecnología en fabricación de restauraciones, la tecnología CAD/CAM (Computed Aided Design/Computed Aided Manufacturing). Mediante ella la información de la preparación dental es obtenida a través de un escáner (CAD), directamente del diente o de su réplica en un troquel, desde el cual se transmitirán los datos a un ordenador (CAM) que asistirá en la confección de la restauración (4, 5).

La combinación del zirconio con la tecnología CAD/CAM, pretende poner al alcance de los profesionales, restauraciones que ofrezcan estética, resistencia y un sellado marginal óptimo. Sin embargo, de las bondades anteriormente descritas, la capacidad de sellado marginal cuando se hacen impresiones digitales directamente del diente preparado no ha sido lo suficientemente estudiada, por lo que no existen aún datos contundentes que indiquen si es mejor hacer una impresión convencional con elastómeros o hacer una impresión digital con la ayuda de un escáner intraoral.

El propósito de esta investigación es evaluar la capacidad del sellado marginal de restauraciones de zirconio fabricadas a partir de impresiones digitales y de modelos de yeso obtenidos con poliéter como material de impresión en preparaciones con dos diseños de línea de terminación diferentes, hombro redondeado de 90° y chaflán de 45°; así como la influencia de los ciclos de cocción de la cerámica de recubrimiento, el glaseado y el cementado en el sellado marginal.

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS

Hipótesis para el tipo de CAD/CAM:

Hipótesis nula (H0)

No hay diferencias en el ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas con impresiones digitales usando un CAD/CAM clínico respecto al de las coronas fabricadas con impresiones convencionales y un CAD/CAM de laboratorio.

Hipótesis alternativa (H1)

Hay diferencias en el ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas con impresiones digitales usando un CAD/CAM clínico respecto al de las coronas fabricadas con impresiones convencionales y un CAD/CAM de laboratorio.

Hipótesis para el diseño de línea de terminación:

Hipótesis nula (H0)

No existen diferencias en el ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas a partir de dos diferentes diseños de línea de terminación: hombro y chaflán.

Hipótesis alternativa (H1)

Existen diferencias en el ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas a partir de dos diferentes diseños de línea de terminación: hombro y chaflán.

Hipótesis para los ciclos de cocción de la cerámica de recubrimiento y el glaseado:

Hipótesis nula (H0)

El ajuste marginal de los núcleos de zirconio no se ve afectado por los procesos de cocción necesarios para terminar la restauración.

Hipótesis alternativa (H1)

El ajuste marginal de los núcleos de zirconio se ve afectado por los procesos de cocción necesarios para terminar la restauración.

Hipótesis para el cementado:

Hipótesis nula (H_0)

El ajuste marginal de las coronas de zirconio se ve afectado por el cementado con cemento a base de resina.

Hipótesis alternativa (H_1)

El ajuste marginal de las coronas de zirconio no se ve afectado por el cementado con cemento a base de resina.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

Objetivo general:

Comparar el ajuste marginal de coronas con base de zirconio fabricadas a partir de impresiones digitales e impresiones convencionales usando un CAD/CAM clínico y otro de laboratorio.

Objetivos específicos:

1. Medir y comparar el ajuste marginal vertical de los núcleos de zirconio fabricados con un CAD/CAM clínico con los fabricados con un CAD/CAM de laboratorio en preparaciones con hombro redondeado y chaflán.
2. Medir y comparar el ajuste marginal vertical de las coronas con base de zirconio después de los ciclos de cocción de la porcelana de recubrimiento.
3. Medir y comparar el ajuste marginal vertical de las coronas con base de zirconio después del ciclo de glaseado.
4. Medir y comparar el ajuste marginal vertical de las coronas con base de zirconio después del cementado.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

4.1 HISTORIA Y EVOLUCIÓN.

Las restauraciones metalocerámicas han sido utilizadas con éxito clínico probado desde su introducción, en 1956, por Brecker, hasta la fecha (1). Sin embargo, estas restauraciones presentan desventajas tales como: estética limitada, deficiente translucidez, márgenes metálicos y biocompatibilidad insuficiente, lo cual ha dado pie al desarrollo de materiales y técnicas que buscan mejorar estos aspectos para cualquier tipo de restauración.

Uno de los primeros cambios propuestos con éxito fue la reducción del metal en la zona de la línea de terminación, apareciendo las restauraciones con “hombro cerámico” o “collar less”. Esta técnica mejoró una de las limitaciones estéticas, sin embargo, faltaban aún otras por mejorar, tal como la translucidez (6).

Otras propuestas apostaron por el desarrollo de materiales cerámicos que tuvieran mejores propiedades físicas que la cerámica feldespática, que hasta entonces se utilizaba como recubrimiento sobre estructuras metálicas. Así surgió la cerámica aluminizada (7) que contenía del 40 al 50% de alúmina en la fase vítrea, aumentando su resistencia hasta 180MPa, es decir, aproximadamente el doble de la resistencia de la cerámica feldespática. Sin embargo, esta sólo podía cubrir situaciones clínicas limitadas a restauraciones unitarias, por lo que aparecieron nuevos materiales cerámicos, como los reforzados con cristales de leucita y di-silicato de litio, así como mejoras a la cerámica reforzada con alúmina (2, 3), con indicaciones que incluían restauraciones posteriores unitarias o prótesis fijas de 3 unidades hasta premolares y una resistencia a la flexión de hasta 400MPa (8-11).

En los últimos años un nuevo material para la odontología, el dióxido de zirconio (zirconia), ha sido empleado para atender la demanda en prótesis fija en el sector posterior, por sus excelentes propiedades mecánicas, estéticas y de biocompatibilidad (4, 5, 12-18). Con valores de resistencia flexural de 900 a 1400 MPa y resistencia a la fractura por encima de 10 GPa, este material puede ser empleado con confianza en casi cualquier situación clínica (12).

4.2 AJUSTE O SELLADO MARGINAL

Definición

El término “margen” en odontología se define como el borde externo de un “inlay”, “onlay”, corona o cualquier otro tipo de restauración, mientras que “ajuste” es definido como la adaptación de una superficie a otra, por la correcta correlación entre tamaño y forma (19).

El término ajuste, o sellado marginal, es definido como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación previamente tallada con instrumentación rotatoria a alta velocidad (12, 20, 21).

Conseguir un buen ajuste marginal es uno de los problemas más comunes en prótesis fija, pues sin éste, problemas como microfiltración bacteriana, disolución del agente cementante o caries secundaria, entre otros, pueden influir en el éxito a largo plazo de las restauraciones (12, 22).

La causa de la falta de ajuste en una corona puede derivarse de una o varias de las fases para su elaboración, tanto clínicas como de laboratorio. Estas pueden ser:

- Durante la preparación del diente, donde influyen la altura y ancho de la preparación, el ángulo de convergencia, así como el tipo de línea de terminación (21).
- Durante la toma de impresión y la obtención del modelo de trabajo.
- Durante los procedimientos de laboratorio.
- Durante el cementado de la restauración.

Sin embargo, aún controlando todas estas situaciones siempre existirá cierto desajuste en el ajuste marginal de las restauraciones, es decir, siempre existirá una interfase entre el diente y la restauración. Tal discrepancia marginal es el resultado de la combinación de discrepancias horizontales y verticales existentes en las 3 dimensiones (23).

El ajuste marginal óptimo ha sido ampliamente investigado por diversos autores, los cuales encontraron rangos de desajuste que variaban desde 10 hasta 500 μm (14). Se

consideran como clínicamente aceptables desajustes marginales entre 50 y 120 μm (12, 21, 24).

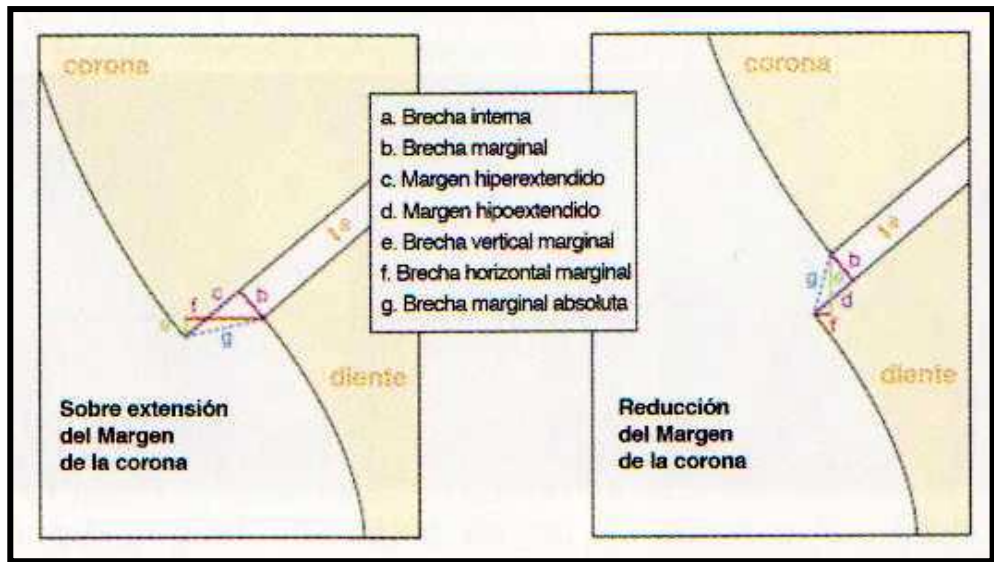
Para restauraciones CAD/CAM algunos consideran aceptable discrepancias marginales entre 50 y 100 μm (25, 26).

El ajuste de una restauración se puede medir mejor, en términos de desajuste (24, 27) midiendo en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente. (Fig. 1)

Holmes y cols. proponen tener en consideración los siguientes puntos para evaluar el ajuste de una restauración (Fig. 1) (27).

- Desajuste interno: es la distancia perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal: es la distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen (línea de terminación)
- Discrepancia marginal vertical: es el desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal: es el desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado: es la distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- Margen infracontorneado: es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- Discrepancia marginal absoluta: es la combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.

El ajuste marginal perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente coincidan.



4.3 LA PREPARACIÓN DEL DIENTE.

Geometría del margen

Uno de los factores más importantes que pueden influir en un mejor sellado marginal, es el diseño de la línea de terminación (28-32). Shillingburg (28), afirma que cuanto más pequeño es el ángulo entre la superficie preparada del diente en la línea de terminación y la trayectoria de inserción, menor será la apertura marginal para la misma cantidad de falta de asentamiento. Esta afirmación es respaldada por estudios de otros investigadores (30, 31).

Shillingburg lo explica así (28):

“Si la superficie preparada adyacente a una línea de terminación, tal como lo es el hombro, la discrepancia marginal, d , será tan grande como la distancia que impide que la corona encaje, D . Sin embargo, si la superficie interna del margen de la restauración forma un ángulo, m , de menos de 90° con la trayectoria de inserción, como en un chaflán, d será más pequeño de D ”. (Figs. 2 y 3)

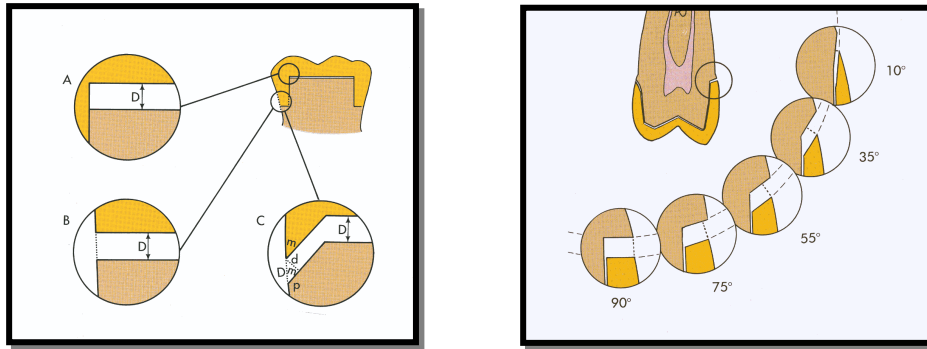


Fig. 2 y 3. Tomado de Shillingburg, Jacobi y Brackett (28).

Se han descrito y defendido diferentes diseños de líneas de terminación: filo de cuchillo, chaflán, hombro biselado y hombro. Las más populares son el hombro y el chaflán. Cada una de ellas, posee ventajas, desventajas y especificaciones que deben ser tomadas en cuenta al momento de decidir cual utilizar para cada caso en particular.

Para elegir la línea de terminación se deben tener en cuenta los siguientes puntos (33):

1. Facilidad de preparación sin sobreextensión ni esmalte no soportado.
2. Fácil de identificar en la impresión y en el modelo de trabajo.
3. Permitir espacio suficiente para el material de restauración.
4. Conservación de la estructura dental.

En un estudio donde se evaluaron coronas de resina reforzada con fibra se encontró diferencias estadísticamente significativas en las medidas de la discrepancia marginal en preparaciones con chaflán y hombro, dando como valores una media de $70 \pm 8 \mu\text{m}$ y $95 \pm 18 \mu\text{m}$, respectivamente (29).

Estos resultados contrastan con los encontrados por Cho y colaboradores, (34) donde encontraron mejor sellado marginal en preparaciones con hombro y hombro redondeado en comparación con preparaciones con chaflán para coronas de cerómero.

En otro estudio donde se evaluaron materiales cerámicos, de diferente naturaleza, en preparaciones con hombro y chaflán, concluyeron que la variante de línea de terminación no tuvo diferencias significativas en la mayoría de los grupos estudiados (23).

Con respecto a restauraciones de zirconia, su sellado marginal fue evaluado en preparaciones con hombro redondeado y chaflán, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas. Las restauraciones fueron fabricadas con la técnica de CAD/CAM Procera AllCeram (35).

Los resultados anteriores concuerdan con los encontrados en otro estudio donde se evaluó el sellado marginal en preparaciones con hombro, hombro redondeado y chaflán, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas. Las restauraciones fueron fabricadas con la técnica de CAD/CAM Cercon Smart Ceramics (36).

Localización del margen

Los estudios concuerdan en señalar que siempre que sea posible la línea de terminación debe situarse supragingivalmente a fin de prevenir problemas periodontales (37, 38).

Además los márgenes supragingivales son más fáciles de preparar sin lesionar los tejidos blandos, de evaluar, de mantenerse libres de placa, y de tomar impresiones, además de situarse en esmalte con soporte suficiente (33).

De todos modos, un margen subgingival está indicado cuando existan lesiones subgingivales, hipersensibilidad dental, cuando se requiera aumentar la retención o por razones estéticas (33).

Importancia clínica de la adaptación marginal

Es ampliamente conocido que la zona de unión entre una restauración cementada y el diente es un lugar potencial para la caries recurrente y para la acumulación de placa bacteriana. Esto es debido a la disolución del agente cementante y a la rugosidad inherente de dicha zona. Por esta razón, cuanto mejor se adapte la restauración al diente, menor será la posibilidad de que aparezca caries recurrente o enfermedad periodontal (39).

Otras características de la preparación dental

Reconocidos autores coinciden en señalar que la reducción oclusal para una corona debe ser “anatómica”, es decir, debe de mantener las características de las cúspides y los surcos oclusales, pero a la vez debe proveer de un espacio de adecuado para el material de restauración, que en el caso de las coronas cerámicas es de 2mm (28, 33, 40, 41).

En cuanto a la reducción axial del diente, esta debe realizarse teniendo en cuenta que de ello dependerá el patrón de inserción de la corona, que idealmente será paralelo al eje longitudinal del diente, por lo que todas las caras axiales deben de ser convergentes hacia oclusal o incisal, evitando así la existencia de zonas de retención que impidan la correcta adaptación y asentamiento de la corona sobre el diente preparado.

Se considera óptimo un ángulo de convergencia de 6° en la preparación, es decir 3° de convergencia en cada pared axial (28, 33, 40, 41). En la medida que aumenten los grados de convergencia, la retención de la corona irá en descenso. Pero si la convergencia es menor a 6° , o bien las paredes axiales son paralelas, el asentamiento correcto de la corona puede ser muy complicado (42, 43, 44).

4.4 MATERIALES CERÁMICOS

Definición

La palabra cerámica deriva del griego *keramos*, que significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Diversos autores definen a las cerámicas como materiales inorgánicos, no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre después de hornear materiales básicos minerales a temperaturas elevadas, bien en un horno o directo al fuego (45). De forma simple, una cerámica es un material refractario, cocido en horno que no vitrifica. Por su parte, la porcelana es una pasta cerámica, cocida en horno que sí vitrifica; y una porcelana dental es una cerámica vítrea basada en una red de sílice (SiO_2) y feldespato de potasio o sodio, o ambas.

En otras palabras, la porcelana es una cerámica de más alta calidad, menos porosa, más dura, más rígida y con excelente aspecto y cualidades superficiales. Además, sólo se emplean componentes de gran pureza debido a los requisitos ópticos que tiene que ofrecer. Pese a que de modo estricto, los términos cerámica y porcelana no significan lo mismo, en odontología se usan ambos términos de forma indistinta, siendo porcelana dental el término apropiado (45).

Antecedentes históricos

Estudios han revelado que la cerámica surgió 4000 años A.C. Sin embargo, la introducción a la odontología tuvo lugar en 1728 con Pierre Fauchard, quien es considerado el padre de la odontología moderna, cuando sugirió sustituir dientes por porcelana. Posteriormente, Alexis Duchâteau (1714-1792), farmacéutico parisino, movido por los problemas de mal olor y tinciones con sus prótesis de marfil, intentó hacer una prótesis dental con porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Sin embargo, sólo consiguió resultados satisfactorios al asociarse con un dentista de París, Nicolas Dubois de Chémant, siendo este último quien trabajó activamente para perfeccionar esta innovación, aunque no pudo superar el problema que representaba la contracción del material después de su cocción (45, 46).

En 1808, Giuseppangelo Fonzi presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas”; Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un clavo de platino debajo de cada diente los cuales después se soldaban a la base de la prótesis (45, 46).

En 1857 Maynard, publicó la aplicación de inlays cerámicas. En 1880, Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, Marshall Logan, de Pensilvania, registró una corona construida sólo de porcelana, excepto por una clavija metálica incorporada antes de cocerla. Con sus limitaciones e inconvenientes, estas técnicas representaron un avance importante, ya que la porcelana era un material mucho más estético que los usados en aquella época. Cuando en 1894 se inventó el horno eléctrico y en 1889 la porcelana de baja fusión, Charles Henry Land hizo una aportación fundamental a la odontología, al construir la corona de porcelana

sobre una matriz de platino. Hacia 1891 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la profesión (45, 46).

En 1923, Wain realizó restauraciones cerámicas por el método de la cera perdida. En el año de 1958, Vines logró otro gran avance: el horno al vacío para porcelana, reduciendo la inclusión de burbujas de aire y mejorando la estética y transparencia de las coronas. En la década de los sesentas Weinstein y Katz, introdujeron el sistema metal-porcelana, que permitió la construcción de prótesis largas y estéticas, desplazando a las coronas metal-acrílico (45, 46).

Sin embargo, la aportación más sobresaliente vino en 1965 por Mc Lean y Hugues (7), que introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. La novedad fue que colocando la porcelana feldespática sobre un núcleo de óxido de aluminio, se mejoraban notablemente las propiedades de las coronas de porcelana puras (45, 46).

En la década de los ochentas, se produjeron varios avances importantes, uno de ellos fue la aparición del sistema Cerestone, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado que permitía, la indicación de coronas libres de metal para el sector posterior (45, 47). En este sistema el porcentaje de alúmina en el núcleo era mayor y el proceso de elaboración sumamente complejo, pero con la ventaja de contrarrestar la contracción durante la cocción. Este sistema evolucionó, para simplificar el proceso de fabricación de las restauraciones y surgió el sistema Hi-Ceram, que contenía el mismo porcentaje de alúmina que Cerestone, aunque su resistencia en dientes posteriores aún no era satisfactoria (45).

También en los ochentas fue desarrollado el sistema CEREC (CEramic REConstruction) por el dentista suizo Werner Mörmann y por el ingeniero italiano Marco Bramdestini. El sistema fue lanzado al mercado en 1985 por la compañía Seimens, con lo que empezaba la era del CAD/CAM (Computed Aided Design/Computed Aided Manufacturing). Una estimación hecha hacia el año 2000 indicaba que para entonces existían más de 10,000 usuarios del sistema CAD/CAM (48).

Clasificación de las porcelanas según su composición

De forma general, todas las porcelanas están compuestas de una matriz vítrea (magma de feldespato), cuyos átomos están desordenados, y en la cual se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados (sílice en cualquiera de sus formas alotrópicas como son: cuarzo, cristobalita, tridimita o cuarzo fundido), y una pequeña porción de caolín, cuyos átomos si están dispuestos uniformemente. Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana, mientras que la fase cristalina es responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica, ya que sus cualidades estéticas y mecánicas dependen de su composición (45, 49).

En base a estos componentes y otros materiales adicionados para modificar sus propiedades, así como la temperatura de cocción, las cerámicas se clasifican en: feldespáticas, aluminosas y zirconiosas (45, 49).

Los feldespatos son los minerales que más comúnmente aparecen en la formación de rocas ígneas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al marco de los silicatos, los cuales derivan del SiO_2 , en el cual los iones Si^{4+} son reemplazados por los iones Al^{3+} y la valencia es equilibrada por los iones Na^+ , K^+ , o Ca^{2+} . El feldespato al descomponerse en vidrio forma una matriz vítrea (que constituye el 75-85% de la composición convencional de la porcelana) cuyos átomos están desorganizados y la cual proporciona translucidez a la porcelana. Los iones Na^+ , K^+ , Ca^{2+} actúan como fundentes para lograr formar dicha matriz. Por lo tanto, los feldespatos representativos de esta categoría usados para la fabricación de las porcelanas dentales son el feldespato potásico, el feldespato sódico y el feldespato resultado de la mezcla de ambos. Por su parte el feldespato potásico aumenta la viscosidad y la translucidez de la porcelana mejorando su manipulación y actúa como fundente para el caolín y el cuarzo. El feldespato sódico, dificulta su manipulación y disminuye la temperatura de fusión (45, 49).

El cuarzo u óxido de sílice (SiO_2) constituye la fase cristalina (átomos organizados) que como habíamos mencionado, es la responsable de la resistencia de las porcelanas

dentales. El cuarzo es incoloro en estado puro y su dureza es de 7 en la escala de Mohs (45).

El caolín ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato. Es el silicato hidratado de alúmina, la más fina de las arcillas, y su presencia es necesaria para el modelado de la porcelana, ya que le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado, lo que permite, dependiendo de la composición, hacerse densa y resistente sin perder la forma. El mayor problema que presenta es que ocasiona la pérdida de translucidez y aspecto opaco, lo que ha conducido a una disminución progresiva de la proporción en la mezcla (45).

Finalmente, para disminuir la temperatura de sinterización se agregan fundentes, y para proporcionar diferentes tonalidades se agregan pigmentos en una proporción menor al 1%. De forma básica los pigmentos son óxidos metálicos de hierro (marrón), cromo (verde), cobre (verde), magnesio (azul claro), titanio (amarillo pardo) y níquel (marrón), que confieren diferentes tonalidades (45).

Cerámicas feldespáticas

Se caracterizan por ser frágiles y por esta razón se utilizan principalmente sobre estructuras metálicas. Con el objetivo de mejorar su resistencia, surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia a la flexión, con valores de 100 a 300 MPa, las cuales presentan la adición de diferentes componentes como la leucita, (por ejemplo: Optec-HSP® Jeneric, Fortress® Myron Int, Finesse® All Ceramic Dentsply, e IPS Empress® I Ivoclar); cristales de disilicato de litio, (por ejemplo: IPS e.max® Press/CAD Ivoclar), y la combinación de éste último con cristales de ortofosfato de litio (por ejemplo: IPS Empress® II Ivoclar). En las porcelanas descritas anteriormente se mejoró su resistencia pero se disminuyó su translucidez, por lo cual muchas veces se usan como recubrimiento interno de una restauración que posteriormente será cubierta con porcelana feldespática convencional (45, 49, 50).

Cerámicas aluminosas

Estas cerámicas surgieron para solventar la fragilidad de las porcelanas feldespáticas. En este caso se añadió a su composición por lo menos un 50% en volumen de alúmina (óxido de aluminio). Estas partículas reemplazan a las partículas de sílice, además de estar infiltradas por vidrio. Además, el óxido de aluminio es un excelente aislante térmico y eléctrico.

El resultado es una mejoría en la resistencia a la flexión de la porcelana alcanzando valores entre 300 y 700 MPa, un módulo de elasticidad 50% mayor a las porcelanas convencionales y disminución importante del coeficiente de expansión térmica de la porcelana. Lo anteriormente expuesto, impulsó a la fabricación de restauraciones libres de metal (45, 49, 50).

La presencia de alúmina hace que el vidrio disminuya una de sus características propias, haciéndolo menos quebradizo y disminuyendo el riesgo de desvitrificación, proceso que consiste en una cristalización de la cerámica, lo que la vuelve frágil y opaca por perder la estructura amorfa o vítrea. Este proceso también se puede producir por un elevado número de cocciones (45).

En la actualidad, las proporciones iniciales de alúmina han ido aumentando, de forma que algunas de las marcas comerciales tienen muy elevados porcentajes de ella en sus composiciones, combinándose generalmente con vidrios para formar una estructura muy resistente. Sin embargo, altas cantidades de alúmina (mayores al 50%), se traducen además de la mencionada mejoría en resistencia, en una mayor opacidad de la restauración, lo que obliga al clínico a realizar tallados más agresivos para poder conseguir una adecuada translucidez. Es por esto que este tipo de porcelana se usa para fabricar estructuras internas de restauraciones, que son cubiertas posteriormente con porcelana convencional para alcanzar la estética adecuada (45, 49).

A pesar de su mayor resistencia, uno de los problemas que presentan las porcelanas aluminosas es su contracción durante el procesado por calor, por lo que su ajuste marginal es más deficiente comparado con las restauraciones metalocerámicas (45).

Cerámicas zirconiosas

Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%). Al óxido de zirconio también es correcto llamarle zirconio o zirconia (49).

La principal característica de la zirconia es su elevada tenacidad, que se debe a que su microestructura es completamente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente” (Fig. 4). Este fenómeno fue descubierto por Garvie y colaboradores (49) y consiste en que la zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como puede ser la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa a forma tetragonal monoclinica, adquiriendo un mayor volumen y aumentando su resistencia, lo cual evita la propagación de la fractura.

Esta propiedad le brinda a esta cerámica una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa superando ampliamente en este aspecto al resto de las cerámicas, lo cual hace de la zirconia un material idóneo para restauraciones donde existe un compromiso mecánico y a la vez se busca un alto grado de satisfacción estética (49).

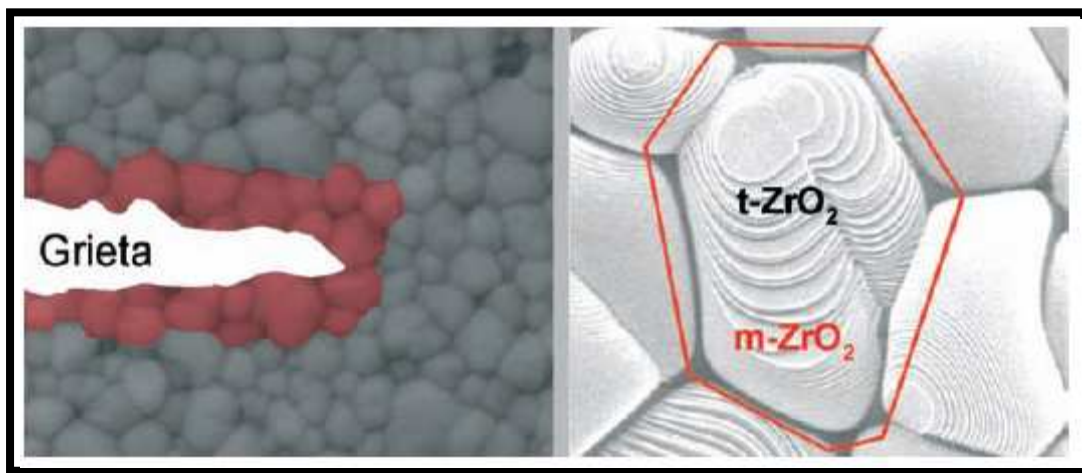


Fig. 4. Transformación de la fase cristalina de la zirconia (49).

Estos son algunos ejemplos de las cerámicas dentales a base de zirconio comercializados: DC Zircon® DCS, Cercon® Dentsply, In Ceram® YZ Vita, Procera® Zirconia Nobel Biocare, Lava® 3M Espe, IPS e.max® Zir CAD Ivoclar, entre otros.

Clasificación de las porcelanas según la técnica de confección

Se pueden clasificar en tres grupos:

1. Condensación sobre muñón refractario.
2. Técnica de la cera perdida.
3. Tecnología asistida por ordenador o tecnología CAD/CAM.

El primer grupo requiere la confección de un modelo duplicado del modelo primario, que se fabrica con un material refractario sobre el cual se condensa la porcelana para ser llevada a cocción sobre el modelo termo resistente. Algunos sistemas que trabajan con esta técnica son: Optec-HSP® Jeneric, Fortress® Myron Int e In Ceram® Spinell Vita (49).

La segunda técnica se basa en el principio tradicional de fabricar una restauración en un material calcinable, que es recubierta por un material refractario para después ser llevada a un horno donde el material se calcina y se “pierde” dando lugar a un molde al cual se le inyectará un material cerámico. Los sistemas más populares para esta técnica son: IPS Empress® e IPS e.max® Press de la compañía Ivoclar (49).

Las técnicas tradicionales para fabricar restauraciones poseen ciertas desventajas: requieren gran cantidad de tiempo, el error humano está siempre latente, y los resultados pueden ser impredecible debido a la naturaleza de sus procedimientos (51).

Tecnología asistida por ordenador

Los interesantes avances en la tecnología digital, la odontología estética, y la demanda de restauraciones más naturales, han despertado el interés en las restauraciones hechas por ordenador

Hoy en día la tecnología CAD/CAM nos permite fabricar restauraciones cerámicas precisas de una forma rápida, cómoda y predecible (49, 51, 52).

Existen 3 fases en la fabricación de restauraciones con tecnología CAD/CAM: digitalización, diseño y mecanizado.

La digitalización consiste en registrar tridimensionalmente la preparación dental. Esta puede hacerse extraoralmente, a través de una sonda mecánica o un láser que escanea la superficie del troquel; o intraoralmente en la que una cámara capta la imagen del diente preparado sin necesidad de tomar impresiones (49, 52).

Después de la digitalización, se realiza el diseño de la restauración por medio de un software especial, con el cual se pueden determinar detalles como la topografía oclusal, los puntos de contacto interproximales, el espesor de las cofias, el espacio para el agente cementante, etc. En otras palabras, el ordenador puede diseñar desde la estructura interna de una restauración, hasta una corona perfectamente detallada en su anatomía, lista para ser maquillada y posteriormente cementada. (49, 52, 53, 54).

Concluido el diseño, el ordenador da instrucciones a la unidad de fresado, que inicia de forma automática el mecanizado de la estructura cerámica. Los sistemas más representativos son: CEREC® Sirona, Procera® Nobel Biocare, Lava® 3M Espe, DCS® DCS, Cercon® Dentsply y Everest® Kavo, entre otros (49, 52).

Si bien es cierto que la evidencia científica no puede determinar si los procedimientos tradicionales son mejores que los de la tecnología CAD/CAM o viceversa, la mayoría de los profesionales e investigadores están de acuerdo que en el futuro la tecnología CAD/CAM se impondrá a los métodos tradicionales (49).

Sistema LAVA™ 3M ESPE

El sistema Lava All Ceramic system, es un sistema CAD/CAM que fue introducido al mercado en el año de 2002, por la casa comercial 3M ESPE. Este sistema no necesita la confección de una restauración de cera, ya que su escáner (Lava™ Scan) es capaz de

realizar la lectura del modelo de trabajo por medio de un láser en 5 minutos por unidad, o bien puede ser usado el escáner intraoral (Lava™ C.O.S.) para eliminar la necesidad de la toma de impresiones. Se considera que el escaneo tiene una precisión de 2-3µm (55).

Una vez que los datos pasaron al ordenador (Lava™ CAD) y éste ha propuesto un diseño de restauración, el bloque de zirconia presinterizada con itrio (Lava™ Zirconia Frame) es colocado en la unidad de fresado (Lava™ Form) donde demorará alrededor de 35 minutos para fabricar una corona individual, con dimensiones 20-25% mayores a lo normal para contrarrestar la contracción que se da tras su sinterización. El fresado del bloque de zirconia tiene un error aproximado en precisión de 5.6µm (50).

Posteriormente, la estructura fresada es retirada y sometida al acabado. En este procedimiento, la estructura de zirconio se sumerge en el líquido Lava Shade durante dos minutos, con la finalidad teñir la estructura de zirconio con alguno de los 7 tonos disponibles según la escala de Vita Classic Color. Finalmente es sinterizada en el horno Lava™ Therm a 1105°C por 7 horas, o bien durante 4 horas, si no se aplicó ningún tipo de tinte a la estructura de zirconia (50).

La restauración sinterizada es removida y sobre el coping o infraestructura se aplica la cerámica de recubrimiento por estratificación Lava™ Ceram u otra cerámica compatible (50).

El espesor de la infraestructura es de 0.5mm, con una resistencia a la flexión de 1250 a 1400 MPa y un módulo de elasticidad de 210GPa. Las indicaciones del sistema lava incluyen la confección de coronas individuales y prótesis parcial fija en el sector anterior y posterior (50).

4.5 CAD/CAM Y AJUSTE MARGINAL

Además del diseño de la línea de terminación, existen otros factores que pueden afectar la calidad del sellado marginal en restauraciones de zirconia hechas por CAD/CAM. Uno de ellos es el espacio para el cemento, que puede ser elegido por CAD, y otro es el ángulo de convergencia de las paredes axiales del diente preparado. Diversos estudios

coinciden, en que aumentar el espacio para el cemento (de 10 a 50 ó 60 μm) se traduce en un mejor sellado marginal, lo mismo que el aumentar el ángulo de convergencia en las paredes axiales. Sin embargo, con un espacio para cemento superior a 30 μm , el aumentar el ángulo de convergencia, no afecta significativamente ni en la adaptación interna, ni en el sellado marginal (53, 54). Además, está demostrado que un aumento en el ángulo de convergencia de las paredes axiales provoca una pérdida en la capacidad de retención de la prótesis (56).

Otro factor, que ha sido estudiado es el efecto sobre el sellado marginal, de los ciclos de cocción de la porcelana que recubre los núcleos de zirconia. Un estudio comparó tres sistemas, Everest, Procera y Lava, aunque en los tres hubo un peor sellado marginal después de la colocación de la cerámica de recubrimiento, las diferencias fueron mínimas, sobre todo en el sistema Lava, por lo que se concluyó que los núcleos no se vieron afectados por su colocación (57, 58).

Es importante mencionar, que si bien, el tratamiento térmico asociado con la colocación de la porcelana sobre núcleos de zirconia reduce la resistencia flexural después de la primera cocción, las cocciones subsecuentes parecen no mermar más su resistencia (58).

La evolución de la tecnología CAD/CAM, permite en la actualidad, dos modalidades de uso. Una en la que se elabora un encerado del núcleo y se procesa en CAM, y otra que usa un software CAD para el diseño de la restauración y CAM para su elaboración. Un estudio reciente afirma que se consigue una mejor adaptación y sellado marginal, cuando se utiliza el sistema CAD/CAM, que cuando se usa sólo CAM (59).

4.6 EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL

En diversos estudios el ajuste marginal de restauraciones en prótesis fija ha sido evaluado mediante diversas técnicas, tales como, examen visual directo, por microscopía óptica, estereomicroscopio, mediante la técnica de la réplica, prueba de penetración de tinte, perfilómetro y escaneo por microscopía electrónica. (12, 20, 22, 23, 60-62).

Durante la evaluación clínica, la restauración se debe poder colocar sin que interfiera la parte interna de la restauración en las caras axiales u oclusal; en otras palabras el lugar

de mejor adaptación debe ser en el margen o línea de terminación y para esto también debe existir un excelente ajuste interno. Para evaluar la adaptación marginal se usa rutinariamente un explorador de punta fina, moviéndolo verticalmente desde la restauración hacia el diente y viceversa. Si hay resistencia en ambas direcciones, es que existe un hueco o margen abierto, y pueden ser varias las causas. Si la desadaptación marginal fuera producto de un contacto proximal excesivo, o de restos del agente cementante temporal, se podría corregir fácilmente. Sin embargo una restauración claramente desadaptada no es aceptable y se debe evitar intentar que se “ajuste”, siendo lo indicado tomar una nueva impresión.

4.7 AGENTES CEMENTANTES Y TÉCNICAS DE CEMENTADO

Todas las restauraciones protésicas necesitan de un agente cementante que permita su unión al diente a ser restaurado. La palabra cementante implica el uso de una sustancia moldeable que selle el espacio o que cimente dos componentes entre sí (63).

Cuando dos superficies aparentemente lisas se ponen en contacto, como sucede cuando una prótesis fija se coloca sobre un diente preparado, aparece un microespacio entre ambos cuerpos, que es de gran importancia si tenemos en cuenta la entrada de saliva y la invasión bacteriana, que como sabemos puede producir problemas como: caries, enfermedad periodontal, sensibilidad pulpar e incluso necrosis pulpar (37-39, 63, 64).

Uno de los principales propósitos del agente cementante, es impedir el paso de estos agentes nocivos, sellando por completo estos espacios, y para ello son muy importantes sus propiedades físicas y químicas. Debe ser capaz de proveer un grosor de película adecuado (25 μ m o menos) y tener una viscosidad que permita el completo asentamiento de la restauración. Además de ser resistente a la desintegración (resistencia a la solubilidad) en la cavidad oral, ser biocompatible y tener un adecuado tiempo de trabajo (63,64).

El agente cementante debe tener una buena fuerza adhesiva tanto al diente como a la restauración, y esta adhesión debe ser estable en un ambiente húmedo como lo es la cavidad oral. También debe tener buenas propiedades como resistencia a la tensión y a

la compresión, apropiado modulo elástico y resistencia a la fractura para prevenir el desalajo como resultado de fallas en la interfase o fallas cohesivas (64).

Los cementos de resina son en la actualidad los agentes cementantes de elección para las restauraciones cerámicas gracias a su propiedad de adhesión química (porcelana silanizada) y mecánica, a su alta resistencia a la tensión y a la compresión, a la insolubilidad en el medio oral que supera al resto de los cementos y que por lo tanto es el que mejor impide el proceso de microfiltración a nivel marginal (63-65).

Sin embargo, es importante aclarar que para la cementación adhesiva existen dos tipos de cerámica, las ácido sensibles (cerámica feldespática, de leucita o di silicato de litio) y las ácido resistentes (cerámicas aluminosas infiltradas por vidrio, cerámicas alúmina/zirconia, zirconia parcialmente estabilizada con itrio Y-TZP y cerámicas de alúmina densamente sinterizadas) que no pueden ser tratadas con ácido fluorhídrico, pues éste no es capaz de degradar estos tipos de cerámicas (66-69).

En las cerámicas ácido sensibles la adhesión se consigue por medio del grabado con ácido fluorhídrico, que crea irregularidades en la superficie, que permiten microretención y además genera la presencia de sílice en la superficie, que es químicamente compatible con el silano. El silano es el agente de unión entre el contenido de sílice de la cerámica y la matriz orgánica de los cementos de resina, permitiendo además de una microretención la adhesión química (66-69).

Para las cerámicas ácido resistentes, como la zirconia, alcanzar una mejor adhesión a los cementos a base de resina requiere el acondicionamiento de la superficie de la cerámica por medio de la abrasión con aire usando partículas de Al_2O_3 o acondicionando la superficie con un recubrimiento de sílice y posterior silanización (66-69).

ARTÍCULOS

ARTÍCULOS

5.1 Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines.

Artículo publicado en el Journal of Prosthodontic en 2012.

J Prosthodont 2012 Jun;21(4):291-5. Impact Factor 2012: 0.681 según JCR Science Edition. 4to cuartil de Impact Factor listing for Journals on Dentistry Oral Surgery & Medicine.



Comparison of the Marginal Adaptation of Zirconium Dioxide Crowns in Preparations with Two Different Finish Lines

Raúl Euán, DDS,¹ Oscar Figueras-Álvarez, PhD,¹ Josep Cabratosa-Termes, PhD,¹ Magí Brufau-de Barberà, DDS,¹ & Susana Gomes-Azevedo, DDS²

¹Department of Prosthodontics, University of Catalunya, Barcelona, Spain

²Department of Restorative Dentistry and Endodontics, University of Catalunya, Barcelona, Spain

The article is associated with the American College of Prosthodontists' journal-based continuing education program. It is accompanied by an online continuing education activity worth 1 credit. Please visit www.wileyonlinelibrary.com/jopr to complete the activity and earn credit.

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish line configurations before and after porcelain firing cycles, after a glaze cycle and after cementation.

Materials and Methods: Twenty human molar teeth were prepared to receive full crowns; ten were prepared with a 90° round shoulder and another ten with a 45° chamfer finish line. Zirconium dioxide copings were fabricated using CAD/CAM technology (Lava™ system). They were then veneered with a low-fusing glass-ceramic (IPS e.max® Ceram). Finally, they were glazed and cemented with a resin composite cement (RelyX™ Unicem, Aplicap™). Measurements for marginal adaptation using stereomicroscopy at a magnification of 40x were performed at four stages: copings (S1), after porcelain firing cycles (S2), after glazing (S3) and after cementation (S4). A one-way ANOVA was used to assess the influence of the finish line design in the marginal adaptation in each stage. A 2-way ANOVA with repeated measurements was performed to assess the influence in the marginal adaptation of the porcelain firing cycles, glaze firing cycle and cementation.

Results. The measured marginal gap mean values for the shoulder group (µm) were: 50.13 (S1), 54.32 (S2), 55.12 (S3), 59.83 (S4). The values for the chamfer group were: 63.56 (S1), 71.85 (S2), 74.12 (S3), and 76.97 (S4). When comparing marginal gaps between samples with two different finish lines, differences were noticed at the four studied stages ($p=0.0165$, $p=0.0027$, $p=0.0009$ and $p=0.0009$ respectively). No differences were manifested in the marginal gap measurements of the shoulder group at the different stages of fabrication ($p=0.4335$); however, in the chamfer group, differences were noticed between S1 and S3 ($p=0.0468$).

Conclusions. The marginal adaptation was influenced by the finish line design. The firing cycles significantly affected the chamfer group; nevertheless, the marginal gap was within the range of clinical acceptability.

INDEX WORDS: CAD/CAM crowns, marginal fit.

Introduction

The success of a full crown restoration depends on several factors. One of the most important factors is the marginal adaptation¹⁻⁶ which can be influenced by finish line design, repeated ceramic firing cycles and cementation materials. These factors have been widely studied in metal ceramic restoration and all ceramic restorations.^{2, 7-11}

All types of ceramic restorations are becoming more popular every day. The use of zirconium dioxide-based ceramics (ZrO_2) in combination with CAD/CAM technology makes aesthetic and resistant restorations with excellent marginal adaptations available to all clinicians.^{7, 12-14}

The Lava™ all-ceramic system (3M ESPE) comprises a CAD/CAM procedure for the fabrication of all-ceramic crowns and bridges for anterior and posterior applications.^{7, 13, 14} The system uses tetragonal polycrystalline zirconia partially stabilized with yttria (Y-TZP = yttria tetragonal zirconia polycrystals). Traditionally, coping fabrication is performed by scanning the model using the optical Lava™ Scan, by designing the restoration with specific software (CAD) and by milling an enlarged form out a pre-sintered zirconia blank with the Lava™ Form (CAM). This coping can be colored by choice with seven different shades and is then sintered to its final density in the furnace. Finally, the coping is veneered and artistically finished.¹⁵

For metal-free restorations, the most popular finish line designs are round shoulder and chamfer.^{2, 13, 16-18} However, there is not enough evidence to decide which design offers better marginal adaptation.

The field of dentistry remains without an agreement for the establishment of an acceptable marginal discrepancy. A marginal gap ranging from 10 to 500 μm , with mean values from 50 to 100 μm has been defined as acceptable.⁶ Marginal openings ranging from 50 to 120 μm are considered clinically acceptable in terms of longevity.^{17, 19} For CAD/CAM restorations, the generally acceptable marginal gap discrepancies are between 50 and 100 μm .^{3, 7, 8, 16}

The ceramic firing cycles and glaze firing cycles have shown effects on the marginal adaptation of all ceramic restorations. Balkaya et al. examined the effects of porcelain and glaze cycles on the fit of three types of all-ceramic crowns (conventional In-Ceram, copy-milled In-Ceram and copy-milled feldspathic crowns) and concluded that porcelain firing cycles affect the marginal fit of all-ceramic crowns.²⁰ Komine et al.⁸ found that firing cycles did not affect the marginal adaptation of zirconium crowns in preparations with different finish lines design (shoulder, round shoulder and chamfer); these results are consistent with those found by Vigolo.⁷

However, there are not enough studies to support the effect of the firing cycles on zirconium based restorations.

Properties of luting agents and cementation procedures are very important in the success of a fixed restoration because marginal discrepancies, and leakage can lead to failure.²¹ Several studies show that the use of adhesive resin composite cement promotes a good marginal fit and minimizes microleakage.^{13, 21-24}

The aim of this investigation was to evaluate the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish line design (90° round shoulder and 45°

chamfer) before (stage S1) and after porcelain firing cycles (stage S2), after glaze cycles (stage S3) and after cementation (stage S4). The hypotheses to be tested were as follows: (1) the finish line design significantly affects the marginal adaptation of CAD/CAM zirconium crowns (2) the porcelain firing cycles and glaze cycles do not affect the marginal adaptation of CAD/CAM zirconium crowns and (3) the cementation procedure with resin composite cement does not affect the marginal adaptation of CAD/CAM zirconium crowns.

Materials and Methods

Twenty extracted human molar teeth with no caries or anatomical defects were used in this study. Teeth were obtained following the guidelines of the local human research ethics committee. All teeth were relatively comparable in size, cleaned and stored in 10% formaldehyde solution until they were used for the study. The teeth were randomly divided into two groups of ten each. They were then mounted in a block of autopolymerizing resin (Nic Tone mdc dental®). Both groups were prepared to receive all-ceramic crowns by the same prosthodontist.

In both groups, preparations were performed with the following characteristics in common: anatomic occlusal reduction of 2 mm, 6° axial convergence axial reduction of 1.0 to 1.5 mm and a finish line located 0.5 mm above the enamel-cementum junction limit (Fig 1). The finish line for teeth in group A was a 1 mm wide 90° round shoulder. Flat end tapered diamond burs (Axis® modified shoulder No. 847KR) were used. In group B, the finish line was 1 mm wide, and 45° chamfer and torpedo-shaped diamond burs were used (Axis® No. 879K). All preparations were approved by an experienced prosthodontist.

Impressions of each tooth were made with a polyether impression material (Impregum™ Penta™ medium and Impregum™ soft, 3 M ESPE). A light body impression material was injected around the tooth preparations and then inserted in custom made trays of regular body material. After the impression, the prepared teeth were stored in a fresh 10% formaldehyde solution. Master dies were fabricated with type IV dental stone (Elite® Rock Fast, Zhermack) prepared by an automatic vacuum mixer following the proportions indicated by the manufacturer.

After fabrication, all models were sent to an authorized LAVA center for production of the zirconium copings. All copings were designed to the following manufacturer's instructions: 0.5 mm wall thickness, a 0.35 mm reinforcement of the restoration edge and a 0.02 mm space for cement that was initiated at a distance of 1.2 mm from the coping of the margin and increased to 0.05 mm at a distance of 2.3 mm from the margin of the coping (Fig 2).

Evaluation of Marginal Adaptation

Copings and crowns were placed on their teeth and the margins of each coping and crown were evaluated using a dental explorer (EXD 11/12, Hu-Friedy) and magnification loupes with a power of 2.5x to perform an initial clinical evaluation. The marginal adaptation was then evaluated for all specimens with a stereomicroscope (Leica® EZ4D) and a coupled digital camera. Finally, marginal discrepancy was measured with image analysis software (Image-Pro® Plus version 6.0.0.260 Copyright© 1993-2006 Media Cybernetics, Inc.).

Measurements

To measure the marginal adaptation, we used the criterion proposed by Holmes et al.²⁵, which defines absolute marginal discrepancy as the distance from the edge of the crown to the edge of the finish line.

Measurements of marginal discrepancies were made at five equidistant points on each of the four axial walls for a total of twenty marginal adaptation evaluation sites for each coping (S1) (Fig 3). After all measurements were made, all copings were returned to the dental laboratory to veneer them with a low-fusing nano-fluorapatite glass-ceramic (IPS e.max[®] Ceram, Ivoclar Vivadent[®]). After veneering, all measurements were taken again (S2) (Fig 4). The crowns were then glazed using IPS e.max[®] Ceram Glaze (Ivoclar Vivadent[®]) and marginal discrepancy was determined again (Fig 5). Finally, crowns were cemented on the prepared teeth using resin composite cement (RelyX[™] Unicem Aplicap[™]). Finger pressure was initially applied for two minutes, excess cement was removed, and pressure was applied again for an additional five minutes. The marginal interface was finally finished with Jiffy composite polishing brushes and diamond paste (Ultradent[®]). After the cementation process, all marginal discrepancy measurements were repeated (Fig 6).

Statistical analysis

The normality and variance homogeneities of all sample measurements were initially confirmed by the Kolmogorov-Smirnov test and Levene test, respectively. Therefore, parametric statistics were used (Statgraphics Centurion XV) at a 95% confidence level. A one-way analysis of variance (ANOVA) test was used at each stage to determine any difference in the marginal adaptation of the two groups dictated by the type of finish line design.

A multifactor ANOVA with repeated measurements was used in each of the two groups to study the effects of the ceramic firing cycles, the glaze firing cycles and the cementation process on the marginal discrepancy. When significant differences were present, a multiple comparison test was performed using Scheffe's method.

Results

The measured-misfit mean (μm), standard deviation (μm), and misfit statistical comparison between round shoulder (RS) and chamfer restorations (C) before porcelain firing cycles (S1), after porcelain firing cycles (S2), after glaze cycles (S3) and after cementation (S4) are shown in table 1.

In the round shoulder group, porcelain firing cycles, glaze cycles and cementation had no effect on the amount of marginal discrepancy ($p=0.4335$). There were statistically significant differences in the chamfer group ($p=0.0042$). Scheffe's test revealed that these differences occurred between S1 and S3.

Discussion

This in vitro study evaluated the marginal adaptation of zirconium crowns fabricated by CAD/CAM with the Lava[™] System in preparations with two different finish line designs:

modified 90° shoulder and 45° chamfer. In addition, we noted the effect of the porcelain firing cycles, glaze cycles and cementation on the marginal misfit of crowns in both groups.

The results of this study show that the marginal misfit measured in zirconium crowns with a round shoulder finish line is significantly lower than the measured misfit in chamfer finish line restorations, so our alternative hypothesis is accepted. These results are consistent with those found by Ferreira et al.² and Cho et al.¹⁰ However, they differ from those found by Komine et al.,⁸ who also found lower values of marginal discrepancy in shoulder preparations but did not find a statistically significant difference; Suárez et al.¹⁷ also did not find any significant differences. However, the samples used in these studies were not natural teeth prepared under clinical criteria; they were mechanized specimens, which allow less variability in the sample but does not accurately reflect clinical circumstances.

During sample preparation, it was believed that the adjustment of the zirconium copings in the master die might be a critical step that could explain the different amount of marginal misfit measured for both types of studied restorations. During zirconium coping design, the manufacturer thickens the margin to prevent defects in this area during milling.¹⁵ This reinforcement is then partially retrieved with 30 µm particle-sized diamond burs at the master cast die during the adjustment process at the dental laboratory. It was believed that this retrieval might be easier to perform when the finish line was a 90° round shoulder. Therefore, we strongly recommend the use of a laboratory microscope during removal of the margin reinforcement.

Although the modified shoulder group showed lower marginal discrepancies than the chamfer group, both groups always demonstrated misfit measurements within the range of clinical acceptance (<120µm).^{1, 3, 17, 28}

Marginal fit comparisons after porcelain firing cycles and glazes cycle showed no differences in the round shoulder group, as described by Komine et al.⁸ However, porcelain firing cycles and glaze cycles had a significant increasing effect on the chamfer group due to the small amount of porcelain applied at the edge area that was easily altered during porcelain firing cycles and glaze firing cycles. Komine et al.⁸ and Vigolo et al.⁷ did not find any differences during the fabrication stages in restorations with chamfer finish lines. These authors used a deeper chamfer of 1.2-1.5 mm, that gave more stability to zirconium copings during porcelain firing cycles. Another recent study²⁹ found no dimensional changes during firing procedures with zirconia core ceramic in bars of 1.2 mm x 4 mm x 20 mm. However, the dimensions of these samples were much larger than the copings used in this study. Therefore, the second alternative hypothesis is accepted for the round shoulder group but is rejected for the chamfer group.

Cementation procedures had no influence on the marginal gap in both groups, so we accept the third alternative hypothesis presented in this study. These results are consistent with those reported by others authors.^{3, 22, 23}

Conclusions

Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

1. The marginal adaptation of zirconia crowns (Lava™) made by a CAD/AM system was influenced by the finish line design. Preparations with a 90° round shoulder finish line showed a better marginal seal than did preparations with a 45° chamfer finish line in all fabrication stages. However, both preparations showed marginal gap measures within acceptable clinical standards.
2. Marginal adaptation after porcelain firing cycles and glaze firing cycles was not significantly affected in the round shoulder group. However, after porcelain firing cycles and glaze firing cycles marginal adaptation increased significantly in the chamfer group.
3. The use of resin cement (Rely X™ Unicem Aplicap) had no significant effect on the marginal gap in all-ceramic crowns with zirconia cores (Lava™), in both groups studied.

Acknowledgment

The authors would like to thank Dr. Rogelio Oliver for his assistance in statistical analysis.

The authors also thank 3 M México for providing some of the material used in this study.

References

1. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, et al: Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on procera® alumina crowns. *J Prosthodont* 2009; 18:162-166.
2. Ferreira A, 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; 92:250-257.
3. Att Wael, Komine F, Gerds T, et al: Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101:239-247.
4. White S, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 257-264.
5. Abbate M, Tjan A, Fox W: Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 61:527-531.
6. Coli P, Karlsson S: Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004; 17:59-64.
7. Vigolo P, Fonzi F: An invitro evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008; 17: 621-626.
8. Komine F, Takayuki I, Kobayashi K, et al: Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J* 2007; 26(5): 659-664.

9. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, et al: Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation.
10. Cho L, Choi J, Jin Yi Y, et al: Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 554-560.
11. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, et al: The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 138-145.
12. Coli P, Karlsson S: Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004, 17:577-580.
13. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures. *Eur J Dent* 2007; 1:25-30.
14. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K: Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003 May-Jun;16(3):244-8.
15. Adams DC: Ensuring optimal success with the Lava system, Part 2: Techno-clinical perspectives from authorized Lava Milling Centers. *Dent Today* 2007; 26 (10): 88-91.
16. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, et al: Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 2006; 15: 155-163.
17. Suárez MJ, González P, Pradíes G, et al: Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 229-232.
18. 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: 1-7.
19. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, et al: An in vitro comparison of vertical margins gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008; 17: 378-383.
20. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S: Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93:346-355.
21. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, et al: A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 357-363.
22. Gu XH, Kern M: Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 109-116.
23. Albert FE, El-Mowafy OM: Marginal adaptation and microleakage of Procera all-ceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 529-535.
24. Brys A, Briao G, Demarco FF, et al: Microleakage in full all-ceramic restorations: influence of internal surface treatment, silane application, alumina system, and substrate. *Int J Prosthodont* 2007; 20:123-124.

27. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, et al. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-408.
28. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-111.
29. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; 24: 471-475.
30. Clark MT, Richards MW, Meiers JC. Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul; 74(1):18-24

Table.

Round shoulder group	Means	Standard deviation	Chamfer group	Means	Standard deviation	p-value
S1	50.13	13.82	S1	63.56 ^a	8.17	.0165
S2	54.32	14.06	S2	71.85 ^{a,b}	7.59	.0027
S3	55.12	12.62	S3	74.12 ^b	8.50	.0009
S4	59.83	11.28	S4	76.97 ^{a,b}	7.55	.0009
P=0.43335				p=0.0042		

Table 1 Mean (μm), standard deviation (μm) and statistical comparison of the restorations with round shoulder and chamfer finish line at all fabrication stages: S1(zirconium coping before porcelain firing cycles), S2 (after porcelain firing cycles), S3 (after glaze cycle) and S4 after cementation. Superscript letters indicate different statistical groups among fabrication stages.

Figures.

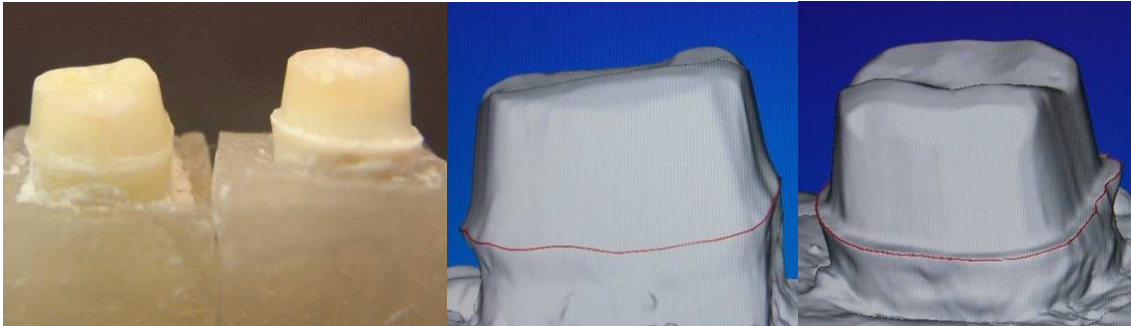


Figure 1 Sample teeth chamfer and shoulder group, respectively. View of the scanned samples.

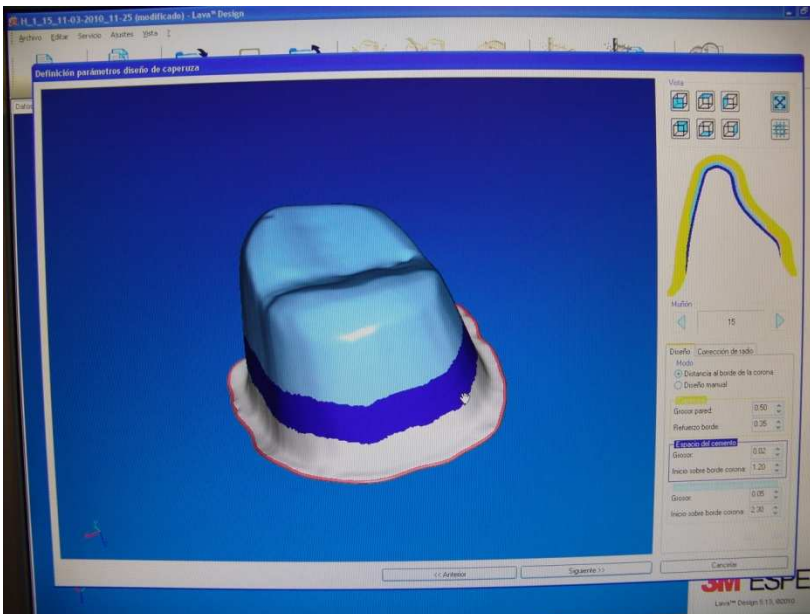


Figure 2 Restoration design with LAVA scan.

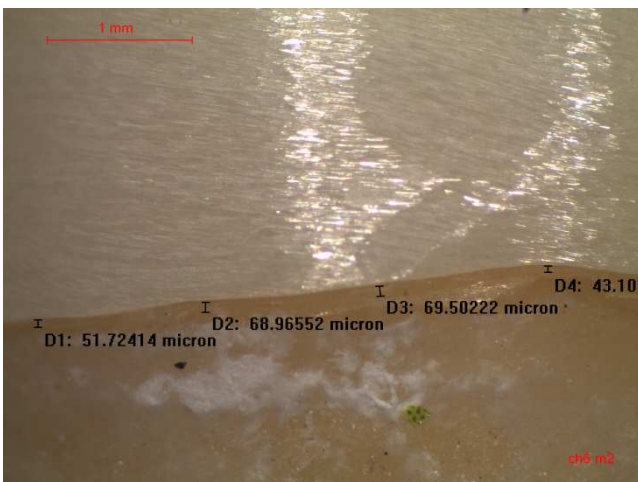


Figure 3 Measurements of the zirconium copings taken in the Image-Pro [®] Plus.

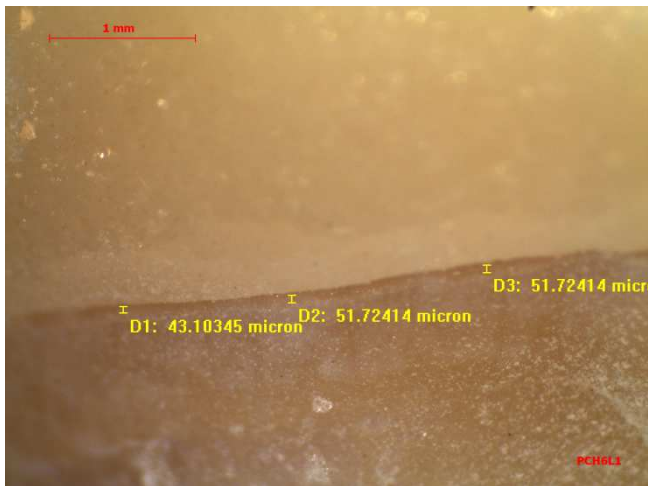


Figure 4 Measurements after porcelain firing cycles (IPS e.max® Ceram, Ivoclar Vivadent®).

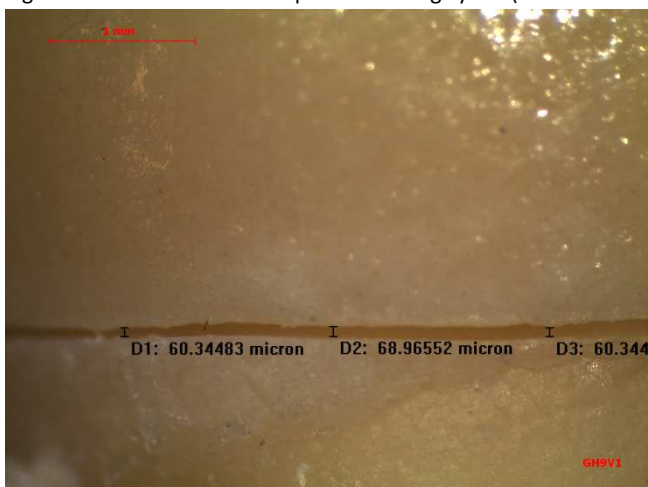


Figure 5 Measurements after glaze firing cycle, using IPS e.max® Ceram Gaze (Ivoclar Vivadent®).

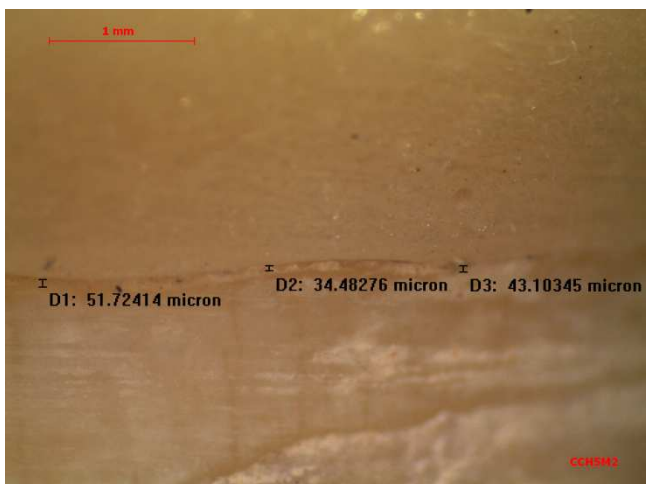


Figure 6 Measurements after cementation with Rely X™ Unicem Aplicap™

**5.2 Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the
CAD/CAM system and the finish line design**

Artículo publicado en el Journal of Prosthetic Dentistry en 2014 (in Press).

Impact Factor 2012: 1.724 según JCR Science Edition. 2do cuartil de
Impact Factor listing for Journals on Dentistry Oral Surgery & Medicine.

ARTICLE IN PRESS

**MARGINAL ADAPTATION OF ZIRCONIUM DIOXIDE COPINGS: INFLUENCE OF THE CAD/CAM SYSTEM AND THE FINISH LINE DESIGN****Raúl Euán, DDS,^a Oscar Figueras-Álvarez, PhD,^b
Josep Cabratosa-Termes, PhD,^c and Rogelio Oliver-Parra, PhD^d**International University of Catalunya, Barcelona, Spain; Autonomous
University of Nuevo León, Nuevo León, Mexico; Autonomous
University of Tamaulipas, Tamaulipas, Mexico

Statement of problem. Marginal adaptation is essential for the long-term success of dental restorations. Studies comparing the marginal gaps of computer aided-design/computer aided-manufacturing (CAD/CAM) restorations made from conventional and digital impressions are limited.

Purpose. The purpose of this study was to evaluate the marginal adaptation of zirconium dioxide copings made with 2 different CAD/CAM systems, the Lava All-Ceramic System (LS) scan master dies made with conventional impressions and the Lava Chairside Oral Scanner (LCOS) scan directly from the prepared tooth. In addition, the influences of 2 different finish line configurations were also compared.

Material and methods. Forty human molar teeth were prepared to receive complete crowns. Twenty were prepared with a 90 degree round shoulder (RS) and the other 20 with a 45 degree chamfer (Ch) finish line. Zirconium dioxide copings were fabricated by using CAD/CAM technology. The specimens were randomized; 10 teeth with RS and 10 with Ch finish lines with the LS, and 10 teeth with RS and 10 with Ch finish lines with the LCOS. The marginal gaps were measured at 5 points on each side with stereomicroscopy at a 40× magnification. Data were analyzed with 2-way ANOVA.

Results. The mean values of the measured marginal gap for the RS group were 52.66 μm with the LS and 14.98 μm with the LCOS. The mean values for the Ch group were 64.06 μm for the LS and 18.45 μm for the LCOS. Differences were identified when the marginal gaps between the specimens with different CAD/CAM systems were compared. However, differences in the finish line design were identified only between the RS and Ch with the LS.

Conclusions. Restorations fabricated with the Lava C.O.S. displayed smaller marginal gaps than those made with the Lava All-Ceramic System. Nevertheless, all marginal gaps were within the range of clinical acceptability for both groups.

CLINICAL IMPLICATIONS

Restorations manufactured with zirconium dioxide with a chairside intraoral scanner displayed significantly smaller marginal gaps than those made by scanning dental casts.

INTRODUCTION

The longevity of a complete crown restoration is affected by multiple factors, including marginal adaptation, that could be better explained in terms of discrepancy.¹⁻⁷ Marginal discrepancy can be defined as the vertical distance from the finish line of the preparation to the cervical margin of the restoration.^{4,8} This is an important component of fixed restorations, as a large marginal opening may lead to more plaque accumulation, microleakage, recurrent caries, and periodontal disease.⁹⁻¹²

Historically, high noble cast restorations have shown smaller marginal discrepancies than base metal alloy, metal ceramic or ceramic restorations. Some studies have reported marginal gaps smaller than 10 μm for high-palladium content alloys and for gold-platinum-palladium alloys,^{13,14} whereas other studies have shown marginal discrepancies between 18 and 46 μm .^{15,16} Lofstrom and Barakat¹⁷ reported in an in vivo

study using a scanning electron microscope that clinically acceptable margin discrepancies range from 7 to 65 μm ; however, gaps of up to 80 μm are difficult to perceive clinically.¹⁸ Marginal openings from 50 to 120 μm are considered clinically acceptable in terms of longevity.^{7,18} For computer aided-design/computer aided-manufacturing (CAD/CAM) restorations, the generally acceptable marginal gap discrepancies range between 50 to 100 μm , because this process decreases the possibility of human error and the inaccuracy inherent in different restoration materials.^{7,19-28}

Good esthetics is another important requirement, and ceramic restorations have historically proved to be the most natural-looking.²⁹⁻³⁴ Advances in dental ceramic materials and processing techniques, especially the development of CAD/CAM systems and milling technology, have facilitated the use of dental ceramics with superior physical properties.³⁵⁻³⁹ Partially stabilized zirconia has a flexural strength of 900 to 1400 MPa and a fracture toughness of up to 10 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{-0.5}$, and these properties are significantly higher than those of other dental ceramic materials. In addition, CAD/CAM systems do not require fabrication steps such as waxing, investing, and casting.⁴⁰ However, the use of these new technologies requires other new procedures, including scanning, software design, milling, and material processing, that require a considerable learning curve.^{40,41}

CAD/CAM systems are available in 3 different production approaches, depending on their location: chairside, dental laboratory or centralized milling center. In the first approach, the digitalization instrument is an intraoral camera, which substitutes for a conventional impression. The milling procedures can be undertaken in a dental office when the restorative material is resin, nanoceramic resin, or lithium disilicate blocks, but when the restorative material is presintered zirconia, dental laboratory equipment

must be used. In the second approach, a master cast is fabricated from a conventional impression and is transferred to the laboratory. Three-dimensional data are produced from the master die with a scanner, and the data are processed with design software and sent to the milling machine. In the third approach, data sets produced in the dental laboratory are sent to the production center for fabrication with the CAD/CAM device, and the restorations are returned to the dental laboratory.^{42,43}

The recently introduced Lava Chairside Oral Scanner (Lava C.O.S.) (3M ESPE) is based on the principle of active (optical) wavefront sampling. Active wavefront sampling refers to the gathering of 3-dimensional (3D) information from a single lens imaging system by measuring the depth, based on the defocus of the primary optical system. Three sensors capture the clinical situation from different angles. With these 3 images, taken simultaneously, 3D surface patches are produced in real time by means of proprietary image processing algorithms using the in-focus and out-of-focus information.⁴²⁻⁴⁴

According to the manufacturer, the high data redundancy that results from many overlapping pictures, together with special image processing algorithms, provides excellent image quality and, consequently, high accuracy. However, not enough scientific evidence is available to confirm this assertion.

Another benefit of using zirconia-based restorations is the ability to select different finish line designs; currently, modified shoulder and chamfer finish lines are likely the most popular.^{1,2,4,5,7,14,45-48} However, the results of studies that have evaluated the influence of the finish line design on the marginal adaptation are conflicting; some authors have found statistically significant differences among them,^{4,7,39,49-52} whereas others have not.^{14,46,53-56}

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of the marginal adaptation of zirconium dioxide copings by comparing the marginal gaps of copings made with a CAD/CAM Chairside system (Lava C.O.S.) with those made with CAD/CAM for laboratory production (the Lava All-Ceramic System) (3M ESPE). In addition, the influence of the type of finish line on the marginal fit was studied.

The first null hypothesis was that no difference would be found in the marginal fit of zirconium dioxide copings fabricated with the CAD/CAM chairside system and the CAD/CAM for laboratory production. A second null hypothesis was that no difference would be found in the marginal fit of zirconium dioxide copings in preparations with different finish line designs.

MATERIAL AND METHODS

A pilot study was conducted to determine the sample size required to achieve 80% power and 5% significance. The sample size to identify differences in the marginal discrepancy obtained with the LCOS system and the LS system was calculated, establishing a 2-sided alpha of .05 with a power of 80% (beta .20) to detect difference between groups of 30 μm in the marginal opening. Based on this sample size, 40 extracted human molar teeth without caries or anatomic defects were included. Teeth were obtained by following the guidelines of the local human research ethics committee. All teeth, which were comparable in size, were cleaned with an ultrasonic scaler (Various 350 NSK; Nakanishi) and stored in 10% formaldehyde solution until they were used for the study. The teeth were randomly divided into 2 groups of 20 teeth for each CAD/CAM system: Group LS represented the Lava All-Ceramic System and Group LCOS represented the intraoral scanner, Lava C.O.S. The teeth were then mounted in a block of autopolymerizing resin (Nic Tone; MDC Dental), prepared to receive ceramic crowns, and subdivided into 2 groups by finish line design: one group

received a 1 mm wide 90 degree round shoulder (RS), and the other received a 1 mm wide 45 degree chamfer (Ch). The instruments used for the round shoulder finish lines were flat-end tapered diamond rotary instruments (Axis modified shoulder No. 847KR Axis Dental, Kerr Corp) and for the chamfer finish lines torpedo-shaped diamond rotary instruments (Axis No. 879K, Kerr Corp).

All preparations had an anatomic occlusal reduction of 2 mm, a 6 degree axial convergence obtained with the taper of the diamond burs and checked with a parallelometer (Bio Art), an axial reduction of 1.0 to 1.5 mm, and a finish line located 0.5 mm above the cementoenamel junction. The same prosthodontist prepared all of the specimens, which were then approved by another experienced prosthodontist.

For Group LS, impressions of each tooth were made with a polyether impression material (Impregum Penta medium and Impregum soft; 3M ESPE). A light body impression material was injected around the tooth preparations, and the teeth were then inserted into custom made trays filled with regular body material. After the impression, the prepared teeth were stored again in a fresh 10% formaldehyde solution. Master dies were fabricated with Type IV dental stone (Elite Rock Fast; Zhermack) prepared with an automatic vacuum mixer, according to the proportions indicated by the manufacturer. After fabrication, all casts were sent to an authorized Lava center for production of the zirconium copings (Fig. 1).

In Group LCOS, human molar teeth were mounted in 5 typodonts. In each typodont, 4 molars were adapted, simulating the position of the first molar in each quadrant. The typodonts were adapted to a dental simulator (Fig. 2), and a thin dusting of titanium dioxide powder was applied to facilitate the scanning of the preparation and of the rest of the arch. The scans were individually checked for completeness before their acceptance. A laboratory prescription was completed for the system, and the files were

sent electronically to the authorized Lava center. After the digital impressions, the prepared teeth were stored again in a fresh 10% formaldehyde solution.

For both groups, all copings were designed according to the manufacturer's instructions, and all had the same characteristics: a 0.5 mm wall thickness, a 0.35 mm reinforcement of the restoration edge, and a 0.02 mm space for cement, which was initiated at a distance of 1.2 mm from the coping of the margin and increased to 0.05 mm at a distance of 2.3 mm from the margin of the coping. For all preparations the limit of the finish line was determined automatically by the design software (Lava Design System 3M ESPE). The copings were milled with a 3-axis CNC 500 milling machine (3M ESPE).

Evaluation of Marginal Adaptation

The copings were placed on their corresponding teeth and fixed with a "C" clamp (Truper). The margins of each coping were initially evaluated with a dental explorer (EXD 11/12; Hu-Friedy) and 2.5× power magnification loupes (Task Vision) and clinically acceptable marginal adaptation was found in all copings without the need for any internal adjustment. Then, the marginal discrepancies of all specimens were evaluated with a stereomicroscope (EZ4D; Leica) and a coupled digital camera. Finally, the marginal discrepancy was measured with image analysis software (Image-Pro Plus, version 6.0.0.260; Media Cybernetics).

Measurements

To determine the marginal adaptation, the criterion proposed by Holmes et al,⁸ who defined the vertical marginal opening (VMO) as the distance from the edge of the crown to the edge of the finish line preparation was followed. The measurements of the marginal gaps were made at 5 equidistant points on each of the 4 axial walls for a total of 20 marginal adaptation evaluation sites for each coping (Fig. 3).

Statistical analysis

After measuring the data obtained from the photographs were statistically analyzed (SPSS 15.0 for Windows; SPSS); a correlation analysis with 2-way analysis of variance (ANOVA) at .05 significance levels was used to determine any difference in marginal adaptation for zirconia copings made with the Lava All-Ceramic System and with the Lava C.O.S. and also to identify the influence of the finish line design on marginal adaptation.

Additionally, repeated-measures ANOVA was used to compare the 20 measurements on each specimen.

RESULTS

Table I shows the mean of the marginal gaps or VMO (μm), standard deviation (μm), and misfit statistical comparison of the CAD/CAM systems and the finish lines.

The results showed significant differences in marginal gaps with the CAD/CAM technique and finish line ($P < .05$); however, no statistically significant differences were found for the interaction between the CAD/CAM technique and finish line (Table II). The mean of the marginal gaps was significantly lower ($P < .001$) for Group LCOS (14.99 μm for round shoulder and 18.46 μm for chamfer finish line) than for Group LS (52.67 μm for round shoulder and 64.07 μm for chamfer finish line) (Fig. 4). When the influence of the finish line was compared, only Group LS exhibited a difference in the mean marginal gap; the mean gap observed in the round shoulder preparations was statistically lower (52.67 μm) than that in the chamfer preparations (64.07 μm) ($P = .011$).

No significant correlation was found in the marginal opening values of the 2 CAD/CAM systems with the finish line ($P > .05$). The value of the Pearson r (.028 to .35) indicated very weak to weak relationship.

Table III shows the means and standard deviations obtained with repeated measures ANOVA on each axial face of the teeth of each group. Statistically significant differences were found ($P < .05$) with exception of the group LCOS with round shoulder finish line ($P > .05$).

DISCUSSION

The results of the present study support the rejection of the first null hypothesis. The measurements of the marginal misfit of the zirconium dioxide copings made with the Lava C.O.S. were significantly lower than the measured misfit of copings made with the Lava All-Ceramic System. The second null hypothesis was rejected only in Group LS, where the finish line had influence; nevertheless, the results do not support rejection for Group LCOS.

Recent studies have reported marginal discrepancies for CAD/CAM restorations that range from 24 to 110 μm .^{7,19-21} This range agrees with this study's findings for Group LS, in which the means were 52.67 for round shoulder and 65.07 μm for chamfer finish lines. However, Group LCOS displayed better results, with marginal discrepancies below 19 μm (14.99 μm RS and 18.46 μm Ch). These values are similar to the marginal gaps found by other authors for noble metal cast restorations.¹³⁻¹⁷

The differences in the mean marginal gap values between the 2 groups of copings could be the result of the multiple steps (clinical and laboratory) required during impression procedures, the manufacture of the master dies, and/or the adaptation of the restorations to the models. A recent study has shown that polyether impression material exhibits a 1.49% dimensional change,²² whereas another study evaluated Type IV dental stone and revealed a linear expansion between 0.06% and 0.5%.²³ Inaccuracy is always present from the first steps of the process until completion of the definitive restoration. The main disadvantage of stone dies is their poor resistance to abrasion,^{24,25} which can make

it difficult to determine how the master die can be altered during laboratory procedures. However, the imprecision of the master die could produce a greater inaccuracy in the restoration.

In contrast, a recent study²⁶ indicated that the accuracy of scanners was between 20 and 40 μm , and the percentage error as linear height was calculated to range from 0.5 to 1.33%. The same study showed that these systems calculate marginal gaps between 18 and 32 μm , similar to the range found in this research for Group LCOS.

Another recent study³⁴ shows marginal discrepancies of 14 μm for zirconia based crowns with the Everest CAD/CAM system (Kavo) for laboratory production. Their results are similar to the present study for the LCOS group, although this investigation tested restorations on natural teeth, unlike Hamza et al³⁴ who used a stainless steel die. They also found that the CAD/CAM system used significantly influenced the marginal fit of zirconia based crowns, since restorations manufactured with the CEREC system (Sirona) showed significantly higher marginal openings (86 μm) than restorations made with Everest CAD/CAM system. The authors claimed that these results can be explained by the difference in the scanning process and the difference between the milling machines. In the present study, the milling machine used was the same for all groups, and while the scanner was different, according to the manufacturer, the precision was similar.

Grenade et al³⁸ found marginal gaps between 51 and 81 μm with CAD/CAM systems for laboratory production (Procera; Nobel Biocare and Ceramill; Amann Girrbach). These results are similar to those found in the present study for the LS group.

Rinke et al²⁸ also studied the effect on the marginal adaptation of zirconia copings by using 2 different laboratory CAD/CAM systems: the Cercon eye (EYE) scanner (DeguDent) and the 3Shape D-700 scanner (DeguDent). They also tested 2 different

milling machines, one for laboratory production and the other in a centralized milling unit. Each system used proprietary design software. The results obtained (54 to 71 μm) were comparable with those found in the present study with the LS group; however, the LCOS group showed smaller marginal openings.

In another recent study by, Alghazzawi et al,²⁷ similar results to the LS group were also found with the CEREC in Lab system (Sirona). Their results ranged between 47 and 56 μm .

When the marginal adaptation of zirconia based crowns was tested in vivo,³⁹ statistically significant differences were not found compared to noble alloy ceramic crowns, and the results (33 to 36 μm) showed marginal openings smaller than the LS group but greater than the LCOS group. This research tested the systems Echo (Sweden & Martina SPA) and Zirite (Keramo S.pA) both for laboratory production.

The finish line design influenced the marginal fit in Group LS, which used CAD/CAM for laboratory production, but not in Group LCOS. These contrasting results are also found in the literature.^{4,7,14,45,46,49,52-56} Although some authors found significant differences when evaluating the influence of the finish line design on marginal adaptation,^{4,7,45,49-52} others did not.^{14,46,53-56} This could be explained by the different methods used to evaluate the marginal fit and/or the different techniques and materials used to make the restorations.

Comlekoglu et al⁵² found statistically significant differences when evaluating the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns in preparations with different finish lines. Feather-edge preparations showed the best adaptation, with a mean misfit of $87 \pm 10 \mu\text{m}$, followed by the mini-chamfer ($114 \pm 11 \mu\text{m}$), the shoulder ($114 \pm 16 \mu\text{m}$), and the chamfer ($144 \pm 14 \mu\text{m}$). These results contrast with those found in this study and can be explained by the difference in the system used to manufacture the restorations. While

they used a copy-milled system (Zirconzahn), the present study used 2 CAD/CAM systems.

Tsitrou et al⁴⁶ did not find significant differences in the marginal fit between preparations with a shoulder finish line ($91 \pm 22 \mu\text{m}$), a chamfer ($94 \pm 27 \mu\text{m}$), and a bevel ($105 \pm 34 \mu\text{m}$); however, they did not measure the marginal discrepancy directly from the tooth to the restoration edge. Instead, they used the replica technique to obtain models that were used for the measurements. Marginal gaps in that study were greater than those found in the present study; this could be explained by the fact that they used composite resin material, as opposed to zirconia, and the results of milling could have been different.

In this study, for Group LS, the observed difference in the marginal fit of the copings between preparations with rounded shoulders and chamfers might be due to the adjustment of the zirconium copings in the master die. During zirconium coping design, the manufacturer thickens the margin to prevent defects in this area during milling.⁷ This reinforcement is then partially retrieved by using $30 \mu\text{m}$ particle-sized diamond rotary instruments on the master cast die during the adjustment process at the dental laboratory. This retrieval may be more difficult to perform when the finish line is a 45 degree chamfer, and wear of the master die can occur during manual milling. In Group LCOS, the procedures were the same, but the master dies were different; stereolithographic models with more abrasion resistance were used in this technique. Therefore, for both systems, the use of a laboratory microscope is recommended during the removal of the margin reinforcement.

The versatility of zirconia with different finish line designs makes more conservative preparations possible. The effect of the type of finish line on the failure load and the fractography of zirconium copings were studied by Reich et al,⁴⁷ who found that knife-

edge preparations had a significantly higher resistance (1110 ± 175 N for 0.5 mm of thickness and 730 ± 160 N for 0.3 mm of thickness) than chamfer preparations (697 ± 126 N for 0.5 mm of thickness and 455 ± 79 N for 0.3 mm of thickness). Another study⁴⁸ evaluated the fatigue and fracture resistance of zirconia crowns with different finish line designs: No significant differences were found, as the results were 728.9 N for a complete narrow chamfer, 721.9 N for a narrow chamfer with lingual ledge, and 745.1 N for a complete ledge. Together, these results illustrate the superior properties of zirconia restorations, regardless of the design of the finishing line.

The marginal fit in this study was evaluated with only zirconium copings since other studies^{7,35,56} had shown no significant differences with this material after ceramic firing cycles. However, future investigations are needed to evaluate the marginal adaptation of anatomic contour zirconia restorations.

Although this in vitro study attempted to simulate clinical conditions, the findings cannot be extrapolated to actual clinical situations.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

1. The measurements of vertical marginal openings for zirconium copings made with a CAD/CAM system for chairside production were significantly lower than measurements for restorations made with a CAD/CAM system for laboratory production.
2. The finish line design influenced the marginal fit of zirconium copings when a CAD/CAM system for laboratory production was used; however, when a chairside CAD/CAM system was used, the finish line design did not influence fit.

3. The mean marginal fit of zirconium copings made with a chairside CAD/CAM system (Lava C.O.S.) is comparable with the mean marginal fit of crowns fabricated with gold or other noble metals.

REFERENCES

1. Abbate M, Tjan A, Fox W. Comparison of the marginal fit of various ceramic crowns systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-31.
2. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90:459-64.
3. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:239-47.
4. 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;92:250-7.
5. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera® alumina crowns. *J Prosthodont* 2009;18:162-6.
6. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17:59-64.
7. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont* 2012;21:291-5.
8. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
9. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65:357-64.

10. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62:264-9.
11. Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crowns margins. *Scand J Dent Res* 1986;94:109-14.
12. Block PL. Restorative margins and periodontal health: A new look at an old perspective. *J Prosthet Dent* 1987;57:683-9.
13. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema R, Moore BK. Casting accuracy of high-palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1986;55:297-01.
14. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6:25-30.
15. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985;53:24-9.
16. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008;17:378-83.
17. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 1989;61:664-9.
18. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
19. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16:244-8.
20. Coli P, Karlsson. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004;17:577-80.

21. Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 2011;30:97-102.
22. Pereira JR, Murata KY, do Valle AL, Ghizoni JS, Shiratori FK. Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials. *Braz Oral Res* 2010;24:336-41.
23. Kenyon BJ, Hagge MS, Leknius C, Daniels WC, Weed ST. Dimensional accuracy of 7 die materials. *J Prosthodont* 2005;14:25-31.
24. Zakira MR, Johnson WM, Reisbick MH, Campagni WV. The effects of a liquid dispersing agent and a microcrystalline additive on the physical properties of type IV gypsum. *J Prosthet Dent* 1988;60:630-7.
25. Lindquist TJ, Stanford CM, Konx E. Influence of surface hardener on gypsum abrasion resistance and water sorption. *J Prosthet Dent* 2003;90:441-6.
26. Chan DCN, Chung AK-H, Haines J, Yau EH-T, Kuo C-C. The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent* 2011;36:486-91.
27. Alghazzawi TF, Liu PR, Essig ME. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2012;21:167-172.
28. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange Katharina, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J* 2012;31:601-9.
29. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:307-8.

30. Da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC3D. *Oper Dent* 2010;35:324-9.
31. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008;139:19S-24S.
32. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniaki WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-84.
33. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crowns systems. *J Prosthet Dent* 1988;59:534-42.
34. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2013;109:83-87.
35. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24: 471-5.
36. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:637-54.
37. Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, Guentsch A. Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: A pilot study. *Dent Mater* 2013;29:851-8.
38. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011;105:249-55.

39. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 2013;22:36-41.
40. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:866-76.
41. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent* 2002;5:177-82.
42. Bauer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-11.
43. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.
44. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein Ch, Gerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-9.
45. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-32.
46. Tsitrou EF, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 2007;35:68-73.

47. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZRO2 copings. *J Prosthet Dent* 2008;99:369-76.
48. Aboushelib MN. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont* 2012;21:22-7.
49. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crowns preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45:138-45.
50. Cho L, Choi J, Yi Y, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91:554-60.
51. Assunção RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Leão GH, Araújo SM, Melo AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont* 2012;21:94-100.
52. Comlekoglu M, Dundar M, Özcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent* 2009;34:586-92.
53. Richter-Snapp K, Aquilano SA, Svare CW, Turner KA. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1988;60:435-9.
54. Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. *Int J Prosthodont* 1992;5:137-44.
55. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal Adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation design. *J Prosthodont* 2006;15:155-63.

56. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumara H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line design. *Dent Mater J* 2007;26:659-64.

Table I. Means of marginal discrepancies (μm) of zirconium dioxide copings and *P* values

	LS	LCOS	<i>P</i>
CAD/CAM			
FINISH LINE			
CHAMFER	64.07 \pm 5.83	18.46 \pm 4.49	<.001
ROUND SHOULDER	52.67 \pm 10.93	14.99 \pm 5.20	<.001
<i>P</i>	0.011	0.74	

Significant at *P*<.05

Table II. Results of correlation analysis for effect of CAD/CAM technique, finish line design, and their interactions on mean marginal gap.

Source of variation	Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Corrected model	18053.303 ^a	3	6017.768	119.893	≤.001
Finish line design	552.792	1	552.792	11.013	.002
CAD/CAM technique	17343.060	1	17343.060	345.528	≤.001
Finish line design × CAD/CAM technique	157.450	1	157.450	3.137	.085
Error	1806.946	36	50.193		
Total	76245.329	40			
Corrected total	19860.248	39			

a. R Squared =.909 (Corrected R squared = .901)

Table III. Mean (μm) \pm standard deviation (μm) of the measurements of marginal gaps made at 5 equidistant points on each of 4 axial walls for each group.

Repeated-measures ANOVA

	Lava C.O.S Ch	Lava C.O.S. Sh	LS Ch	LS Sh
BUCCAL	17.16 \pm 7.33	13.92 \pm 5.87	60.12 \pm 17.21	49.69 \pm 18.03
MESIAL	23.88 \pm 19.16	16.06 \pm 7.38	72.80 \pm 21.97	63.06 \pm 34.82
LINGUAL	16.37 \pm 6.06	17.82 \pm 15.17	61.73 \pm 25.30	42.47 \pm 21.13
DISTAL	16.42 \pm 7.99	15.34 \pm 6.34	61.88 \pm 20.54	56.57 \pm 39.72

Lava C.O.S. Ch = Lava Chairside Oral Scanner with chamfer finish line

Lava C.O.S. Sh = Lava Chairside Oral Scanner with round shoulder finish line

LS Ch = Lava All-Ceramic System with chamfer finish line.

LS Sh = Lava All-Ceramic System with round shoulder finish line.

LEGENDS

Fig. 1. Digitalized master dies produced with Lava Design System.



Fig. 2. Scanning of 3.6 with Lava C.O.S. Four first molars were scanned in each typodont.

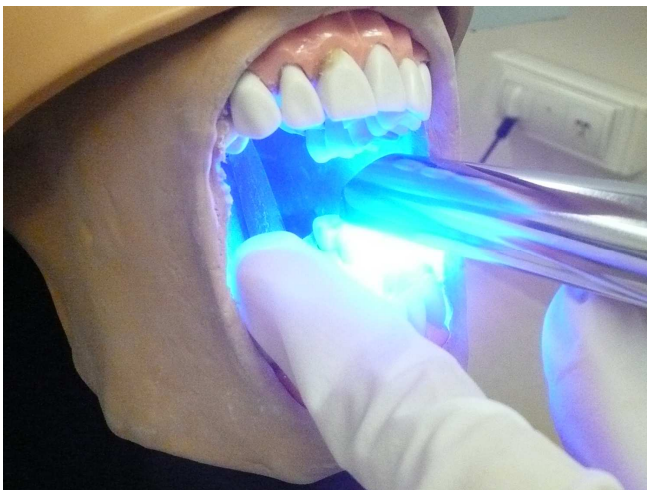


Fig. 3. Measurements of marginal discrepancies. A, Chamfer Group, Lava C.O.S.; B, Round Shoulder Group, Lava C.O.S.; C, Chamfer Group, Lava System; and D, Round Shoulder Group Lava System.

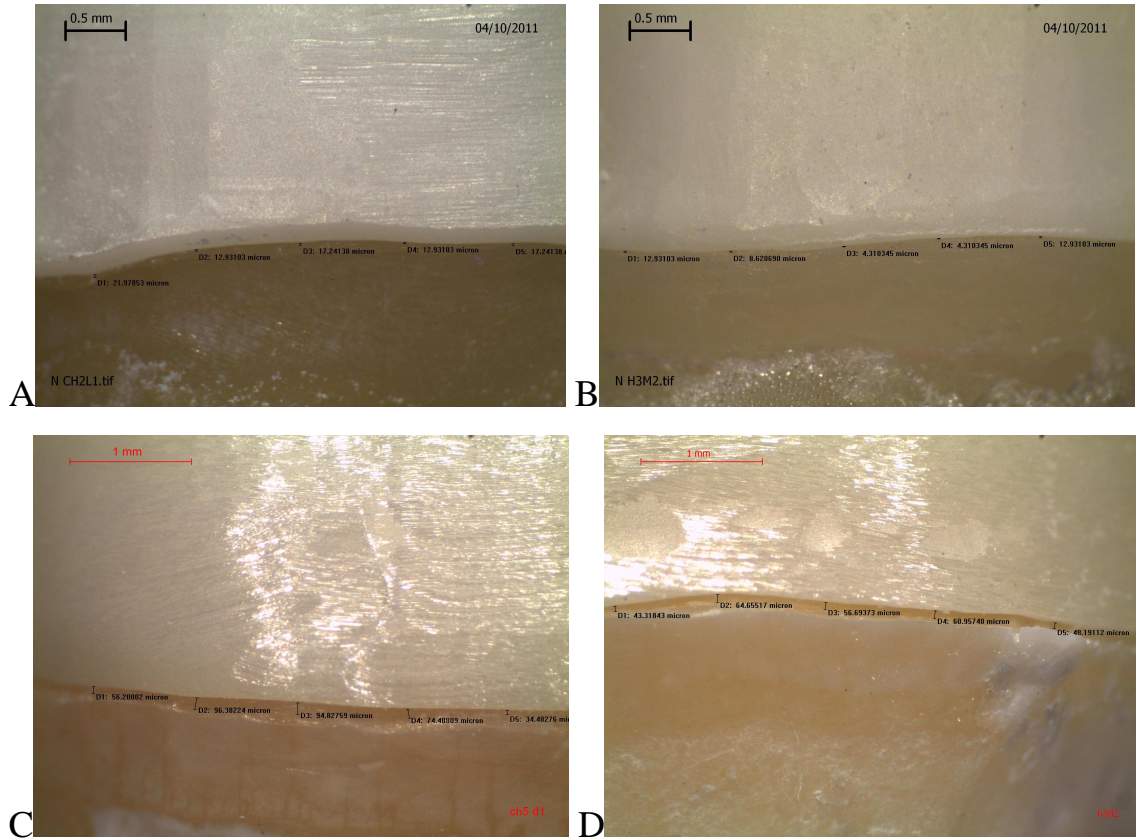
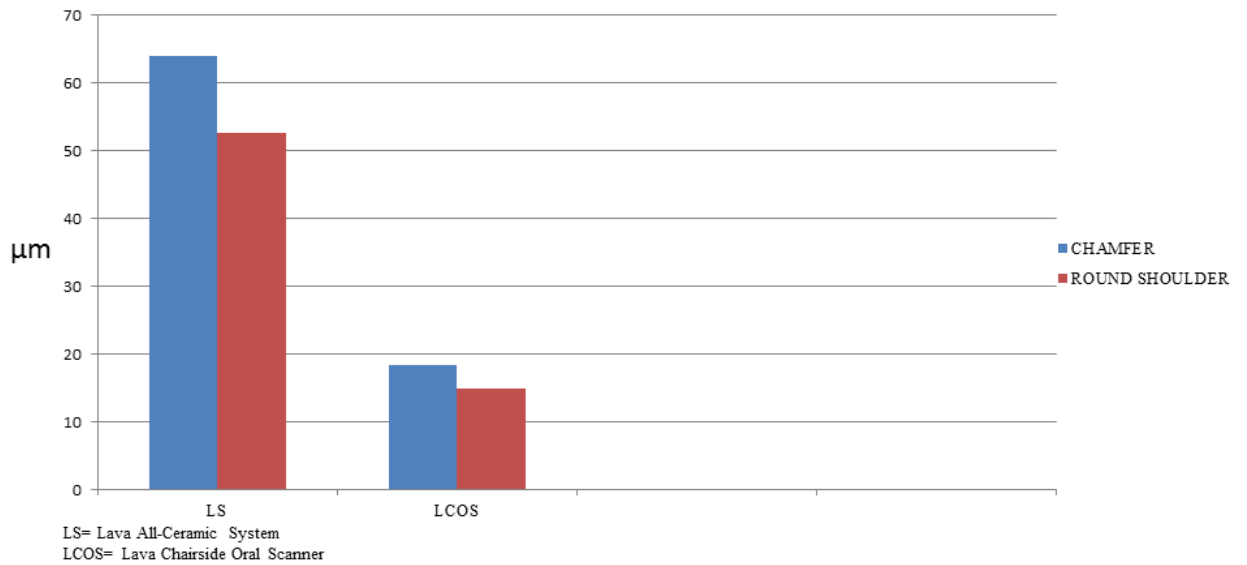


Fig. 4. Comparison of specimens made with laboratory scanner and with chairside intraoral scanner in preparations with different finish line designs.

Mean values of vertical marginal openings



LS= Lava All-Ceramic System

LCOS= Lava Chairside Oral Scanner

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo evaluar y comparar el ajuste marginal de coronas con base de zirconio fabricadas a partir de modelos obtenidos por medio de impresiones convencionales con elastómeros, en este caso poliéter, con las obtenidas por medio de impresiones digitales utilizando un CAD/CAM clínico. Además de esto, se evaluó la influencia en el ajuste marginal del diseño de la línea de terminación, los ciclos de cocción de la cerámica y el proceso de cementado. Un correcto ajuste marginal, sabemos es un prerrequisito para la longevidad de restauraciones en prótesis fija.

6.1 DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA

Dientes naturales o troqueles maquinados

Se utilizaron dientes naturales humanos extraídos por necesidades terapéuticas, que fueron preparados por un mismo operador. Otra opción hubiese sido la utilización de troqueles de acero maquinados, como han hecho algunos autores ^(35-36,59,72) los cuales emplearon troqueles de acero maquinados. Esto hubiera permitido una muestra totalmente estandarizada y líneas de terminación perfectas. Sin embargo, esto no es lo que sucede en circunstancias clínicas, donde la mano del operador difícilmente conseguirá márgenes tan precisos y homogéneos como en los troqueles mecanizados. Por lo anteriormente expuesto, decidimos evaluar el ajuste marginal de las restauraciones en preparaciones de dientes naturales, comprendiendo el riesgo de tener cierto grado de variabilidad en ellas y tomando esta como una ventaja, pues estamos convencidos que los resultados nos acercan más a la realidad clínica.

Otros autores ^(73,74) también han seguido el mismo criterio que el presente estudio, y han diseñado sus investigaciones en muestras compuestas de dientes extraídos.

Discusión de los resultados al comparar el ajuste marginal con los dos sistemas CAD/CAM

Se plantearon varios objetivos, el primero conocer si existen diferencias en la precisión del ajuste marginal entre coronas fabricadas a partir de impresiones convencionales y otras fabricadas a partir de impresiones digitales. El análisis estadístico de ANOVA de

2 vías mostró que efectivamente si existían diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos ($P < .05$).

En la literatura son escasos los estudios que comparen el ajuste marginal de restauraciones con CAD/CAM de laboratorio con el conseguido usando un CAD/CAM clínico. Sin embargo, podemos comparar nuestros resultados con los obtenidos en otras investigaciones en donde se usaron sistemas de laboratorio o clínicos por separado.

Por ejemplo, Bauer y cols. ⁽⁵⁹⁾ evaluaron tres sistemas CAD/CAM de laboratorio y encontraron discrepancias marginales entre 29 y 82 μm , resultados comparables con los encontrados en el presente estudio para el sistema Lava All Ceramic System.

Por otro lado, Nakamura y cols. ⁽⁵³⁾ usaron impresiones digitales para evaluar el ajuste marginal de coronas cerámicas encontrando discrepancias en un rango entre 53 y 108 μm , solo que ellos usaron diferentes ángulos de convergencia en las paredes axiales de las preparaciones y diferentes medidas en el espacio para el cemento, lo que explica la marcada diferencia en sus resultados y además hace difícil la comparación con los nuestros.

Akbar y cols. ⁽⁷⁴⁾ también evaluaron el ajuste marginal de restauraciones fabricadas a partir de impresiones digitales, encontrando discrepancias marginales superiores a las encontradas en el presente estudio (46 μm para hombro y 65.9 μm para chaflán). Cabe señalar que en su estudio se usaron un escáner y una fresadora diferentes (el sistema CEREC 3) además de un material restaurador a base de resina compuesta de Bis-GMA y TEGDMA (Paradigm MZ100).

En nuestro estudio se utilizó una misma fresadora para elaborar cada una de las coronas que fueron evaluadas. En cuanto al escáner, según datos de estudios internos proporcionados por la compañía 3M ESPE la precisión entre el escáner de laboratorio y el intraoral son muy parecidas.

Un estudio ⁽⁷⁵⁾ recientemente publicado también evaluó la precisión del ajuste marginal entre restauraciones fabricadas a partir de impresiones convencionales y digitales, encontrando para las restauraciones hechas con impresiones digitales discrepancias

marginales entre 30 y 48 μm y para las fabricadas con un escáner de laboratorio entre 33 y 68 μm . En el, a diferencia con nuestro estudio, los autores utilizaron un modelo mecanizado de un molar para fabricar todas las restauraciones.

Es importante remarcar que los resultados encontrados en el presente estudio (entre 14 y 19 μm) son similares a los encontrados en estudios (76-80) en los que se han evaluado coronas de metales altamente nobles, consideradas hasta hoy como el *gold standard* en cuanto a ajuste marginal se refiere.

Un estudio reciente (81) encuentra resultados similares a los de nuestro estudio en el grupo de impresiones digitales, sólo que ellos lo hacen usando un CAD/CAM de laboratorio. La explicación a esto puede estar en dos hechos: el primero, que los autores usaron un solo “diente” que fue un modelo de acero mecanizado; y el segundo, que el escaneo fue hecho directamente de este modelo y no en uno de yeso fabricado a partir de impresiones convencionales.

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio, se acepta la hipótesis alternativa sobre el ajuste marginal de los dos sistemas CAD/CAM evaluados.

Discusión de los resultados al comparar el ajuste marginal en los dos diseños de línea de terminación.

El efecto del diseño de la línea de terminación solo mostró diferencias estadísticamente significativas ($P < .05$) en el ajuste marginal de las coronas fabricadas con el CAD/ CAM de laboratorio, no así en el grupo de impresiones digitales usando un CAD/CAM clínico.

La literatura (31,35,36,75,77,83-87) muestra resultados que siguen sin ser concluyentes al respecto, por lo que pareciera que la variable “diseño de línea de terminación” es factor importante solo con algunos materiales, en lo que se refiere a coronas cerámicas parecería haber casi siempre una mejor adaptación marginal cuando la línea de terminación es hombro, aunque la diferencia no siempre fue estadísticamente significativa.

La explicación a las diferencias encontradas en el grupo de CAD/CAM de laboratorio podrían ser consecuencia del proceso donde se retira el refuerzo en el margen del núcleo de zirconio, esto se hace a mano y es fácil que pueda haber un desajuste del dado de trabajo que puede pasar inadvertido. En el grupo de CAD/CAM clínico este paso es hecho usando modelos de esterolitografía que son más resistentes y fáciles de distinguir para el técnico protésico.

Ante la evidencia científica ^(35,36,59,60,73,74) que refrenda la precisión de las restauraciones de zirconio, no deja de ser importante remarcar como una ventaja de este material el que la línea de terminación puede ser diseñada con una amplia variedad, desde un filo de cuchillo (0.3 mm) hasta un hombro (1.0 mm)

De acuerdo a los resultados obtenidos respecto al ajuste marginal en los dos diseños de línea de terminación, se acepta la hipótesis alternativa para las coronas fabricadas con el CAD/ CAM de laboratorio y se rechaza para las coronas procedentes de de impresiones digitales usando un CAD/CAM clínico.

Discusión de los resultados al comparar el ajuste marginal después de los ciclos de cocción de la cerámica.

En relación al efecto de los ciclos de cocción de la cerámica de recubrimiento en el ajuste marginal de núcleos de zirconio, estos no tuvieron efecto en preparaciones con hombro redondeado, pero si lo tuvieron en el grupo de líneas en chaflán.

Los resultados contrastan con los encontrados por otros autores ^(36,57) aunque el chaflán diseñado por ellos en sus preparaciones tenía una angulación mayor a 45°, esto nos hace suponer que el margen del núcleo es más delgado cuando la línea de terminación tiene un ángulo menor y este puede ser más propenso a deformación durante los ciclos de cocción.

Øilo y cols. ⁽⁵⁸⁾ estudiaron la influencia de los ciclos de cocción de la cerámica en barras de zirconio de 1.2mm x 4mm x 20mm y no encontraron diferencias estadísticamente significativas en los patrones de fractura, dimensiones o rugosidad de la superficie. Estos hallazgos indican que las múltiples cocciones de la cerámica necesarias en el

proceso de fabricación de una corona tienen un mínimo o nulo efecto sobre el zirconio. Sin embargo, algunos estudios han mostrado una degeneración acelerada cuando el zirconio es sometido a bajas temperaturas (88,89).

Los resultados de nuestro estudio muestran el efecto inmediato del tratamiento térmico al que se somete el zirconio durante la colocación de la cerámica de recubrimiento en el ajuste marginal. Por las limitaciones de esto, se sugiere estudiar sus efectos a largo plazo no solo en el ajuste marginal, sino también en el resto de sus propiedades mecánicas.

De acuerdo a los resultados obtenidos respecto al ajuste marginal después de los ciclos de cocción de la cerámica, se acepta la hipótesis alternativa para el grupo de línea de terminación en chaflán, pero se rechaza para el grupo de línea en hombro.

Discusión de los resultados al comparar el ajuste marginal post-cementado

Es sabido que los agentes cementantes, así como el proceso de cementado en sí, pueden afectar el asentamiento correcto de una prótesis, y por ende, su ajuste marginal (90, 91). En las restauraciones hechas con CAD/CAM es posible controlar de manera estandarizada el espacio para el cemento, en el caso de los especímenes de la presente investigación se hizo a 20 μm que es el grosor máximo de cemento recomendada por la Asociación Dental Americana.

Los resultados de este trabajo de investigación muestran que el cementado de las coronas con base de zirconio usando cemento de resina, no afectó significativamente el ajuste marginal en ninguno de los grupos estudiados.

Estos resultados son consistentes con los encontrados en otros estudios (12,90,91). Por otro lado, algunos estudios (91-95) muestran como cementos a base de ionómero de vidrio, policarboxilato o fosfato de zinc pueden producir discrepancias marginales significativamente mayores, afectando negativamente el ajuste marginal; esto puede explicarse por las diferentes viscosidades que tienen los cementos utilizados, siendo más favorable esta característica en los cementos a base de resina.

De acuerdo a los resultados obtenidos respecto al ajuste marginal post-cementado, se acepta la hipótesis alternativa.

Aplicaciones clínicas

Sabiendo que el ajuste marginal es uno de los puntos críticos para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, los resultados de la presente investigación demuestran que la precisión del ajuste marginal puede ser mejor cuando se realizan impresiones digitales con un escáner intraoral

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES:

1. El ajuste marginal de coronas de zirconio se ve afectada por el tipo de impresión usado para obtener los modelos de trabajo (convencional o digital), encontrándose las discrepancias más pequeñas en los especímenes de impresiones digitales usando un CAD/CAM intraoral.
2. Las preparaciones con línea de terminación de hombro redondeado mostraron mejor ajuste marginal que las preparaciones con chaflán independientemente del sistema CAD/CAM utilizado, aunque solo se encontraron diferencias significativas en el grupo de CAD/CAM de laboratorio.
3. Los efectos de cocción de la cerámica y el glaseado no tuvieron efecto significativo en el grupo confeccionado a partir de impresiones digitales usando un CAD/CAM clínico, no así en el grupo donde se usaron impresiones convencionales y un CAD/CAM de laboratorio con lo cual se afectó significativamente al subgrupo de líneas de terminación en chaflán.
4. El cemento de resina no influye en el ajuste marginal de coronas de zirconio.
5. El ajuste marginal de coronas de zirconio usando un escáner intraoral para obtener impresiones digitales es similar al encontrado en otros estudios donde se estudiaron coronas fabricadas con metales altamente nobles.

PERSPECTIVAS DE FUTURO

PERSPECTIVAS DE FUTURO

Desde siempre, el ajuste marginal de las restauraciones en prótesis fija ha sido motivo de estudio. Tanto la odontología como los materiales dentales se mantienen en constante evolución por lo que se estima conveniente mantener la línea de investigación.

La evaluación de nuevos materiales como la resina nanocerámica (Lava Ultimate, 3M ESPE y Enamic, Vita) y el silicato de litio reforzado con dióxido de zirconio (Suprinity, Vita y Celtra, Dentsply) es necesaria para validar las bondades referidas por sus fabricantes. Diseñar y realizar estudios clínicos y de laboratorio brindará información valiosa para la comodidad odontológica.

Por otra parte, una de las corrientes más en boga en la odontología actual consiste en desarrollar técnicas más conservadoras buscando con ello obtener una mejor respuesta biológica. Tal es el caso, de la técnica de preparación orientada biológicamente propuesta por Loi y Di Felice. Esta técnica se caracteriza por la ausencia de una línea de terminación bien definida, que aumenta la estabilidad del margen gingival a lo largo del tiempo. Sin embargo, son muy escasos los estudios que le dan soporte científico, por este motivo sería útil realizar un estudio que valore el ajuste marginal de las restauraciones cuando se emplea esta técnica en combinación con la tecnología CAD/CAM.

REFERENCIAS

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Butel EM, DiFiore PM. *Crown margin desing: A dental scool survey*. J Prosthet Dent. 1991;65:303-305.
2. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics?. J Am Dent Assoc. 2008; 139; 19S-24S.
3. Holland W et.al. *A comparison of the microestructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramic*. J Biomed Mater Res. 2000; 297-303.
4. Kelly JR, Denry I. *Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview*. Dent Mater. 2008; 24: 289-298.
5. Denry I, Kelly JR. *State of the art of zirconia for dental applications*. Dent Mater. 2008; 24: 299-307.
6. Goodacre CJ et. al. *The collarless metal-ceramic crown*. J Prosthet Dent. 1977; 38:615-627.
7. McLean JW, Hughes TH. *The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides*. Br Dent J. 1965; 119:251-267.
8. Cattell MJ et.al. *The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems*. J Dent. 1999; 27:183-196.
9. Fradeani M, Aqulano A, Corrado M. *Clinical experiance with In Ceram Spinell crowns: 5-year flow-up*. Int J Prosthodontics Restorative Dent. 2002; 22:525-533.
10. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E. *Evaluation of infuence of cyclic mechanical in flexural strength of ceramic*. Cienc Odontol Bras. 2004; 7:47-54.
11. Odman P, Anderson B. *Procera All Ceram crown followed for 5 to 10 years: a prospective clinical study*. Int J Prosthodont. 2001; 14:504-509.

12. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. *Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses*. J Prosthet Dent. 2009; 101: 239-247.
13. Phark JH, Duarte S, Blatz M, Sadan A. *An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface*. J Prosthet Dent. 2009; 101:29-38.
14. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. *Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains*. J Prosthet Dent. 2008; 100:274-284.
15. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – A new fabrication mode for all-ceramic restorations*. Dent Mater. 2009; 25: 121-128.
16. Fisher J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. *Flexural strength of veneering ceramics for zirconia*. J Dent. 2008; 36: 316-321.
17. Gabbert O, Ohlmann B, Schmitter M, Gilde H, Ruef T, Rammelsberg P. *Fracture behaviour of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses in vitro*. Act Odont Scand. 2008; 66: 200-206.
18. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. *Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks*. Dent Mater. 2008; 24: 633-638.
19. The Academy of Prosthodontics. *The Glossary of Prosthodontic Terms*. J. Prosthetic Dent. 2005;94:1-83.
20. Coli P, Karlsson S. *Precision of CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings*. Int J Prosthodont. 2004; 17: 577-580.

21. Acevedo RM, Suárez MJ, Salido MP, López Lozano JF. *Estudio comparativo del sellado marginal de núcleos cerámicos de zirconio*. Rev Int Protés Estomatol. 2008; 11:187-192.
22. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. *Marginal Integrity of CAD/CAM fixed partial dentures*. Eur J Dent. 2007; 1: 25-30.
23. Ferreira A, 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: 250-257.
24. Limkangwamongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. *Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera® alumina crowns*. J Prosthodont. 2009; 18: 162-166.
25. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. *Accuracy of machine milling and spark erosion with CAD/CAM system*. J Prosthet Dent. 1996; 76: 187-193.
26. Witkowski S, Komine F, Gerds T. *Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques*. J Prosthet Dent. 2006; 96: 47-52.
27. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. *Considerations in measurement of marginal fit*. J Prosthet Dent. 1989; 62: 405-408.
28. Shillingburg, Jacobi, Brackett. *Principios Básicos en las Preparaciones Dentarias para restauraciones de metal colado y de cerámica*. Barcelona, España: Quintessence; 2000.
29. 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; 9:9-16.
30. Fusayama T, Ide K, Hosoda H. *Relief of resistance of cement of full cast crowns*. J Prosthet Dent. 1964, 14:95-106.

31. Gavelis JR, Morency JD, Riely ED, Sozio RB. *The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations.* J Prosthet Dent. 1981; 45:138-45.
32. Gardner FM, Margins of complete crowns – Literature review. J Prosthet Dent. 1982, 48:396-400.
33. Rosenstiel, Land, Fujimoto. *Prótesis Fija Contemporánea.* 4ta ed. Barcelona: Elsevier; 2009.
34. Cho L, Choi J, Jin Yi Y, Park Ch J. *Effect of finish line on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns.* J Prosthet Dent. 2004; 91:554-60.
35. Suárez MJ, González P, Pradíes G, Lozano JF. *Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram Crowns with two finish lines.* Int J Prosthodont. 2003; 16:229-232.
36. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. *Marginal and internal adaptation of zirconium ceramic copings and crowns with different finish line designs.* Dent Mater J. 2007; 26:659-664.
37. Bader JD et. al. *Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients.* J Prosthet Dent. 1991; 65:75-79.
38. Block PL. *Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspective.* J Prosthet Dent. 1987; 57:683-689.
39. Felton DA et. al. *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.* J Prosthet Dent. 1991; 65:357-364.
40. Bowley JF, Ichim IP, Kieser JA, Swain MV FEA evaluation of the resistance from of a premolar crown. J Prosthodont. 2013; 22:304-312.

41. Donovan TE. Factors essential for successful all-cerfamic restorations. J Am Dent Assoc. 2008; 139:14S-18S.
42. Jorgensen KD. *The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns*. Act Odont Scand. 1955; 13:35-40.
43. Wilson AH, Chan DC. *The relationship between preparation convergence and retention of extracoronaral retainers*. J Prosthodont. 1994; 3:74-78.
44. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. *The effect of convergence angle on retention and resistance form*. Quintessence Int. 1985; 16:191-194..
45. Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. *Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal*. RCOE. 2003; 8(5): 525-546.
46. Cadafalch J. *Caracterización mircoestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaboradas por la tecnología CAD/CAM para su utilización en prótesis odontológica*. (Tesis doctoral) Barcelona, España: Universidad de Barcelona; 2003.
47. Sozio RB, Riely EJ. *The shrink-free ceramic crown*. J Prosthet Dent. 1983; 49: 182-187.
48. Christensen GJ. *Computerized restorative dentistry – State of the art*. J Am Dent Assoc. 2001; 132:1301-1303.
49. Martínez Rus F, Pradíes RG, Suárez MJ, Rivera B. *Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección*. RCOE. 2007; 12:253-263.
50. Miyashita E, Salazar A. *Odontología estética. El estado del arte*. São Paulo: Ed. Artes Medicas Latinoamericana; 2005.
51. Mörmann WH. *State of the art CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC*. Berlín Alemania: Ed. Quintessence; 2006.

52. 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.* 2014; 33:349-354.
53. 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: 244-248.
54. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. *Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings.* *Act Odont Sacnd.* 2008; 66: 214-218.
55. Adams D. *Ensuring optimal success with the Lava system, part 1. Techno-clinical perspectives from authorized Lava milled centers.* *Dentistry Today.* 2007; 26(10): 88-91.
56. Øilo G, Törnquist A, Durling D, Andersson M. *All-ceramic and preparation characteristics: a mathematic approach.* *Int J Prostodont.* 2003; 16: 301-306.
57. Vigolo P, Fonzi F. *An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles.* *J Prosthodont.* 2008; 17: 621-626.
58. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. *The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic.* *Dent Mater.* 2008; 24: 471-475.
59. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. *Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers.* *Dent Mater.* 2009; 25: 94-102.
60. Tinschert J, Mautsch W, Spikermann H, Anusavice KJ. *Marginal fit of alumina and zirconia based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.* *Oper Dent.* 2001; 26: 367-374.

61. Sorensen J. *A standardized method for determination of crown margin fidelity*. J Prosthet Dent. 1990; 64: 18-24.
62. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. *In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns*. J Prosthet Dent, 1994; 72: 585-590.
63. Anusavice K. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. Madrid España: Elsevier 11ª edición; 2004.
64. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Vallittu P. *A study of the physical and chemical properties of four resin luting cements*. Int J Prosthodont. 2004; 17:357-363.
65. White S, Ingles S, Kipnis V. *Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns*. J Prosthet Dent. 1994; 71:257-264.
66. Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling*. J Prosthet Dent. 2004; 91:356-362.
67. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. *Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic*. Int J Prosthodont. 2005; 18:60-65.
68. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Pereira F, Bottino MA. *Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram zirconia before and after aging*. Int J Prosthodont. 2007; 20:70-72.
69. Amaral R, Özcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. *Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cemento n zirconia ceramic in dry and aged conditions*. J Biomed Mater Res. 2008; 85B:1-9.
70. Lava: Coronas y Puentes. Guía de preparación y manipulación para clínica y laboratorio. España: 3M ESPE; 2009.

71. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle Ch. *Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites*. Dent Mater. 2009; 25:419-423.
- 72 Coli P, Karlsson S. *Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping*. Int J Prosthodont. 2004; 17:59-64.
- 73 Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. *The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO_2 copings*. J Prosthet Dent. 2008; 99:369-376.
- 74 Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. *Marginal adaptation of CEREC 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs*. J Prosthodont. 2006; 15:155-163.
- 75 Moustafa NA. *Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs*. J Prosthodont. 2012; 21:22-27.
- 76 Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. *Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow*. Clin Oral Investig. 2013; 17:1759-64.
- 77 Byrne G, Goodacre CJ, Dykema R, Moore BK. *Casting accuracy of high-palladium alloys*. J Prosthet Dent. 1986;55:297-01.
- 78 Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. *Influence of finish-line geometry on the fit of crowns*. Int J Prosthodont. 1993;6:25-30.
- 79 Belsler UC, MacEntee MI, Richter WA. *Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study*. J Prosthet Dent. 1985;53:24-9.
- 80 Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. *An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations*. J Prosthodont. 2008;17:378-83.

- 81 Lofstrom LH, Barakat MM. *Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations*. J Prosthet Dent. 1989;61:664-9.
- 82 Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. *Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems*. J Prosthet Dent. 2013;109:83-87.
- 83 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: 250-7.
- 84 Tsitrou EF, Northeast SE, van Noort R. *Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM*. J Dent. 2007;35:68-73.
- 85 Comlekoglu M, Dundar M, Özcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. *Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns*. Oper Dent. 2009;34:586-92.
- 86 Richter-Snapp K, Aquilano SA, Svare CW, Turner KA. *Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations*. J Prosthet Dent. 1988;60:435-9.
- 87 Byrne G. *Influence of finish-line form on crown cementation*. Int J Prosthodont. 1992;5:137-44.
- 88 Deville S, Chevalier J, Gremillard L. *Influence of Surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia*. Biomaterials. 2006; 27:2186-92.
- 89 Chevalier J. *What future for zirconia as a biomaterial?* Biomaterials. 2006; 27:535-43.
- 90 Gu XH, Kern M. *Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions*. Int J Prosthodont. 2003; 16: 109-116.

- 91 Albert FE, El-Mowafy OM. *Marginal adaptation and microleakage of Procera all-ceram crowns with four cements*. Int J Prosthodont. 2004; 17: 529-535.
- 92 Yüksel E, Zaimoğlu A. *Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems* Braz Oral Res. 2011; 25:261-6.
- 93 Ayad MF. *Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronal restorations* J Prosthodont. 2009; 18:145-51.
- 94 Hmaidouch R, Neumann P, Mueller WD. *Influence of Preparation Form, Luting Space Setting and Cement Type on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM Crown Copings* Int J Comput Dent. 2011; 14:219-26
- 95 Kern M, Schaller HG, Strub JR. *Marginal Fit of Restorations Before and After Cementation in Vivo* Int J Prosthodont. 1993; 6:585-91.
- 96 Loi I, Di Felice A. *Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth*. Eur J Esthet Dent. 2013; 8:10-23.

ANEXOS

ANEXOS

ANEXO 1

Tercer artículo enviado para publicación

**Influence of porcelain firing cycles and cementation on marginal fit of
zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish
lines**

Enviado para publicación al Journal of Advanced Prosthodontics en Marzo de 2014

Abstract

Purpose: The aim of this study was to determine in vitro the marginal fit of zirconium dioxide copings before and after porcelain firing cycles and cementation, also the influence of the finish line design was evaluated.

Materials and Methods: Twenty human molar teeth were prepared to receive complete-coverage crowns; ten were prepared with a round shoulder and another ten with chamfer finish line. Digital impressions were taken and zirconium dioxide copings were fabricated using CAD/CAM technology. They were then veneered with a low-fusing glass-ceramic, glazed and cemented with resin-composite cement. Stereomicroscopy and an image-analysis program were used to measure the gap in each stage. The results were subjected to statistical analysis a Student's t test for separated samples to assess the influence of the finish line design; and 2-way ANOVA with repeated measurements and Scheffe test were performed to assess the influence on marginal fit of the porcelain firing cycles, glaze firing cycle and cementation.

Results: No significant differences were observed between finish line designs in the marginal fit of zirconium dioxide copings neither after porcelain firing cycles; however, significant differences were notice after glaze and cementation.

Conclusion: Marginal fit was affected by glaze firing cycle and cementation in preparations with chamfer finish line. The marginal gaps were lower in preparations with round shoulder, although all measurements were within the range of clinical acceptability.

Today, with the development of new materials and new technologies is very common the use of all-ceramic crowns in the posterior region as well as the anterior region because of their excellent esthetics properties and their reliable interaction with gingival tissues and biocompatibility. 1-3 These restorations can be fabricated with a variety of systems.4-8 In order to achieve the necessary strength to resist the forces of mastication is common to employ a high-strength ceramic infrastructure, such is the case of zirconia-based ceramics, which has shown excellent mechanical properties in combination with CAD/CAM techniques.9 However, the mechanical properties of the restorative material are not the only aspects to consider for long term success; marginal fit, is one of the most important clinical issues for longevity and success in prosthetic dentistry.3,5,10

A marginal gap ranging from 10 to 500 μm have been described in the literature, and mean values from 50 to 100 μm has been defined as acceptable.11 Marginal openings oscillating from 50 to 120 μm are considered clinically acceptable in terms of longevity.12,13 For CAD/CAM restorations, the generally acceptable marginal gap discrepancies are between 50 and 100 μm .10,14-17

Chairside Oral Scanner system (Lava C.O.S.) (3M ESPE, St Paul, Minn.) is an intraoral scanner based on the principle of active (optical) wavefront sampling. Active wavefront sampling refers to the gathering of three-dimensional (3D) information from a single lens imaging system by measuring the depth, based on the defocus of the primary optical system. Three sensors capture the clinical situation from different angles. With

these 3 images, taken simultaneously, 3D surface patches are produced in real time by means of proprietary image processing algorithms, using the in-focus and out-focus information.^{18,19}

According to the manufacturer, the high data redundancy that results from many overlapping pictures, together with special image processing algorithms, warrants excellent image quality and, consequently, great accuracy. However, there is not enough scientific evidence to confirm this assertion.

The purpose of this study was to evaluate the effect of the finish line design, porcelain veneering, glaze, and cementation procedure in marginal fit of zirconia-based crowns. The hypotheses to be tested were as follows: (1) the finish line design significantly affects the marginal adaptation of zirconia-based crowns (2) the porcelain firing cycles and glaze cycles do not affect the marginal adaptation of zirconia-based crowns and (3) the cementation procedure with resin composite cement does not affect the marginal adaptation of zirconia-based crowns.

Material and Methods

Twenty extracted human molar teeth relatively comparable in size, with no caries or anatomical defects were used in this study. Teeth were obtained following the guidelines of the local human research ethics committee. Specimens were cleaned and stored in 10% formaldehyde solution until they were used for the study. Once the sample was collected teeth were randomly divided into two groups of ten each, group RS for round shoulder and group Ch for chamfer finish line design.

Specimens were mounted in 5 typodonts. In each typodont, 4 molars were adapted, simulating the position of the first molar in each quadrant (Fig 1). Typodonts were adapted to a dental simulator, and preparations were performed with the following characteristics in common: anatomic occlusal reduction of 2 mm, 6 degrees axial convergence, axial reduction of 1.0 to 1.5 mm and a finish line located 0.5 mm above the enamel-cementum junction limit. The finish line for teeth in group RS was a 1 mm wide 90 degrees round shoulder. Flat end tapered diamond rotary instruments burs (Axis® modified shoulder No. 847KR) were used. In group Ch, the finish line was 1 mm wide, and 45 degrees chamfer and torpedo-shaped diamond rotary instruments were used (Axis® No. 879K). All preparations were made by the same prosthodontist and these were reviewed to verify that they had raised the characteristics for the study by other experienced prosthodontist.

To prepare the typodonts for digital impressions, a thin dusting of titanium dioxide powder was applied to facilitate the scanning of the preparation and of the rest of the arch. The scans were made by the same prosthodontist and then individually checked for completeness by other one before their acceptance (Fig 2A-E). A lab prescription was completed for the system, and the cases were sent electronically to the authorized Lava milling center.

The zirconia copings were designed to the following manufacturer's instructions and with the following characteristics in common: 0.5 mm wall thickness, a 0.35 mm reinforcement of the restoration edge and a 0.02 mm space for cement that was initiated at a distance of 1.2 mm from the coping of the margin and increased to 0.05 mm at a distance of 2.3 mm from the margin of the coping (Fig 2F).

Evaluation of Marginal Fit

Copings and crowns were placed on their teeth and fixed with a “C” clamp (Truper, Jilotepec, México) and the margins of each coping and crown, in each stage were firstly evaluated using clinical criteria with a dental explorer (EXD 11/12, Hu-Friedy Chicago, Ill.) and magnification loupes with a power of 2.5x (Task Vision, Cherry Hill, NJ) finding clinically acceptable marginal adaptation in each case without the requirement for any adjustment.. The marginal adaptation was then assessed for all specimens with a stereomicroscope (Leica® EZ4D) and a coupled digital camera (Fig 3). Finally, marginal discrepancy was measured with image analysis software (Image-Pro® Plus version 6.0.0.260 Copyright© 1993-2006 Media Cybernetics, Inc.).

To measure the marginal gaps, we used the criterion proposed by Holmes et al.²⁰, which describes the vertical marginal opening (VMO) as the distance from the edge of the crown to the edge of the finish line preparation.

Measurements of marginal gaps were made at five equidistant points on each of the four axial walls for a total of twenty marginal adaptation evaluation sites for each coping (Fig 4A). All copings were returned to the dental laboratory to veneer them with a low-fusing nano-fluorapatite glass-ceramic (IPS e.max® Ceram, Ivoclar Vivadent®). After veneering, measurements of marginal gaps were taken again (Fig 4B). The crowns were then glazed using IPS e.max® Ceram Glaze (Ivoclar Vivadent®) and marginal discrepancy was determined again (Fig 4C). Finally, crowns were cemented on the prepared teeth using resin composite cement (RelyX™ Unicem Aplicap™). Trying to simulate clinical circumstances, finger pressure was initially applied for two minutes,

excess cement was removed, and pressure was applied again for an additional three minutes. In this study did not use any device to control the force applied during cementation, was just the same prosthodontist who cemented all the crowns. However, the prosthodontist was previously calibrated, performing pressure tests with their fingers and taking measure of the force applied using a dynamometer model BE-21 with an S-type load cell (Poise® Monterrey, N.L. México) for monitoring force, and in twenty tests, the force always exceeded 4.5 kg, but never exceeding 8 kg. It has already been demonstrated that marginal adaptation is not improved with a seating force in excess of the 5 Kg. 21,22 The marginal interface was finally finished with Jiffy composite polishing brushes and diamond paste (Ultradent®). After the cementation process, all marginal discrepancy measurements were repeated (Fig 4D).

Statistical analysis

The data obtained from the photographs with the image analysis software were statistically analyzed with the SPSS software package (SPSS 15.0 for Windows; SPSS, Inc, Chicago, Ill.); the normality and variance homogeneities of all specimens measurements were confirmed by Kolmogorov-Smirnov and Levene tests, respectively. Therefore, 2-way ANOVA with repeated measurements at .05 significance levels was used to study the effects of the ceramic firing cycles, the glaze firing cycles and the cementation process on the marginal fit of zirconia crowns in both groups (RS and Ch). When significant differences were present, a multiple comparison test was performed using Scheffe's method.

Therefore, Student's t test for separated samples was used at each stage to determine any difference in the marginal fit dictated by the type of finish line design.

Results

Tables 1 and 2 shows the results in microns for RS and Ch groups respectably. Figure 5 reports the measurement score of marginal gaps for zirconia-based crowns in preparations with two different finish lines design (RS and Ch) at each stage of manufacture (coping, after ceramic veneering and glaze) and after cementation procedures.

Although comparison of the measurements of marginal gaps of zirconia copings neither after porcelain firing cycles not show statistically significant differences ($P > .05$) between the two finish line designs; when compared after glazed cycle and after cementing procedure statistically significant differences were found ($P < .05$).

The effect of porcelain firing cycles, glazed and the cementing procedure in the group with rounded shoulder finish line were not shown statistically significant differences ($P > .05$); but in the group with chamfer finish line design statistically significant differences were found ($P < .05$).

Discussion

Marginal adaptation is one of the most important aspects in quality of fixed prosthodontics. 3,5,10 The marginal fit of ceramic crowns has been widely studied, but the results show great variation within different systems.10,14,23,24 The Lava C.O.S. uses active wavefront sampling to obtain a 3D model of the dentition; it use a 3D video system that captures twenty 3D frames per second, which are registered real-time. After the scanning procedure a post processing cycle is necessary to recalculate the registration and compensate for potential errors, resulting in a high resolution model.19 For this reason, the Lava C.O.S system does not require making conventional

impressions avoiding a possible inaccuracy or instability of the impression or model-making material.

This *in vitro* study, attempted to simulate the clinical circumstances for making impressions with intraoral scanner in preparations with two different finish line designs, round shoulder and chamfer. In addition, we evaluated the effect of the porcelain firing cycles, glaze cycles and cementation on the marginal misfit of crowns in both groups.

The results of this study show a correlation between the variables, since no statistically significant differences were found when comparing the marginal gaps between finish lines in the stages of coping and after veneering; however, in chamfer group, copings showed statistically higher marginal openings after glaze cycle and after cementation procedure; therefore, were also found statistically significant differences in marginal gaps between the two finish lines designs in those stages. Consequently our first alternative hypothesis is accepted. The second hypothesis is accepted for round shoulder group; but rejected for chamfer group. And the third hypothesis is accepted too, whenever Scheffe test showed no difference between the stage of glaze and cementation in both finish line designs.

In a previous study,¹⁰ the authors found higher marginal gaps (between 50 and 77 μm) in zirconia-based crowns using an *in Lab CAD/CAM* system, where were scanned master dies made from conventional impressions using polyether material. McLean and von Fraunhofer²⁵ considered restorations successful when they had marginal gaps fewer than 120 μm ; while others authors, claimed that marginal discrepancies exceeding 100 μm are clinically inadequate.²⁶ Although the results obtained with the laboratory

scanner were clinically acceptable, 10 improvements in the marginal adaptation of restorations are always of major clinical significance.

Other studies found marginal gaps in a range between 80 and 161 μm and although most were clinically acceptable, are considerably higher than those found in this study; this great variation in the results can be confusing, but can be explained by the different materials that were evaluated (aluminum oxide, leucite-reinforced ceramic and lithium disilicate ceramic) and the different manufacture techniques (Cast models obtained from conventional impressions using in Lab CAD/CAM systems and hot-pressed ceramic technique) used in each particular case.

Although this study shows statistically significant differences, the effect of the variables in the marginal fit is so small (less than 3 μm after the glaze cycle, in chamfer group; and between finish line design) that the authors believe there is no clinically significant difference.

Conclusions

Within the limitation of this study, the following conclusions were drawn:

- The accuracy of fit achieved by zirconia-based crowns using the Lava C.O.S system was within the range of clinical acceptability.
- Marginal fit was influenced by the ceramic firing cycles only after the glaze cycle, exclusively affecting copings made for teeth prepared with chamfer finish line.
- Differences in marginal fit between both finish line designs were noted only after glaze cycle, finding correlations between variables.

- The use of resin cement had no significant effect on the marginal fit in zirconia-based crowns in any of the two finish line designs.

References

1. Wen MY, Müller HJ, Chai J, Wozniak WY. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 1999;12:534-541.
2. Komine F, Markus BB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52:531-539.
3. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in vitro study. *Oper Dent* 2011;36:72-79.
4. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:637-54.
5. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:866-76.
6. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent* 2002;5:177-82.
7. Bauer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-11.
8. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.

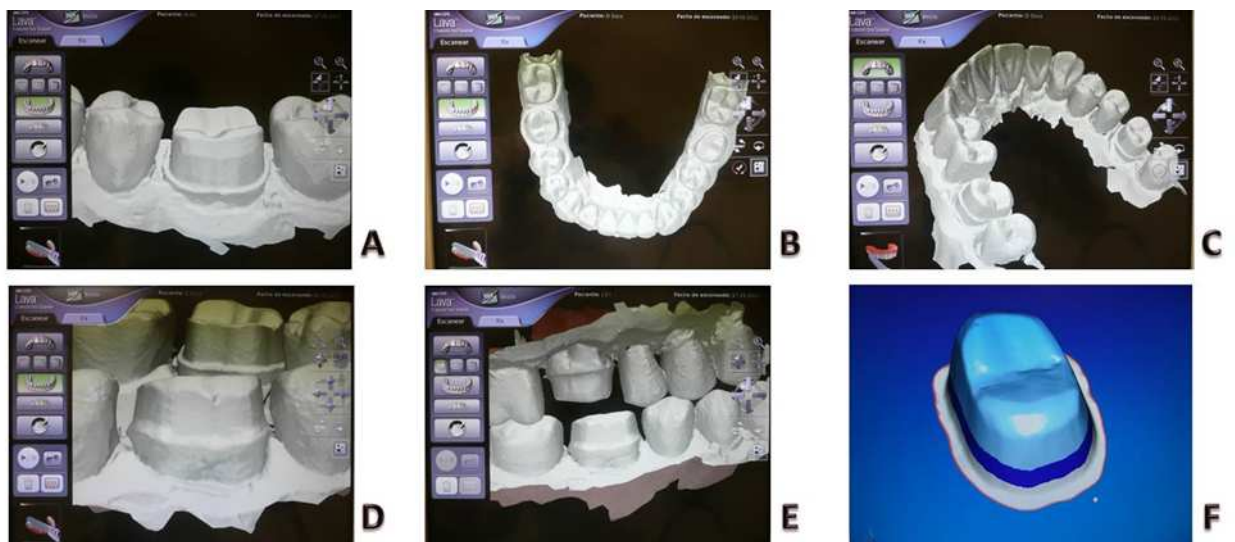
9. Denry I Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
10. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont* 2012;21:291-295.
11. 6. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004;17:59-64.
12. . Suárez MJ, González P, Pradíes G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-232.
13. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical margins gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008;17:378-383.
14. Att Wael, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:239-247.
15. Vigolo P, Fonzi F: An invitro evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008;17:621-626.
16. Komine F, Takayuki I, Kobayashi K, Matsumara H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J* 2007;26:659-664.
17. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 2006;15:155-163.

18. Bauer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
19. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein Ch, Gerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-559.
20. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408.
21. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc-phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960;18:479-490.
22. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66:747-753.
23. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531.
24. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26:582-593.
25. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.
26. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc* 1981;103:882-885.
27. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-484.
28. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-424.

29. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. Eur J Dent 2012;6:163-168.



Figure 1 Natural teeth mounted on typodonts taking the place of the first molars



the lower molar prepared with rounded shoulder finish line; B) Full view of the lower arch; C) Full view of the upper arch; D) Magnified view of the lower molar prepared with chamfer finish line; E) Digital intermaxillary registration, F) Zirconia coping design.



Figure 3 Leica® EZ4D stereomicroscope and a coupled digital camera.

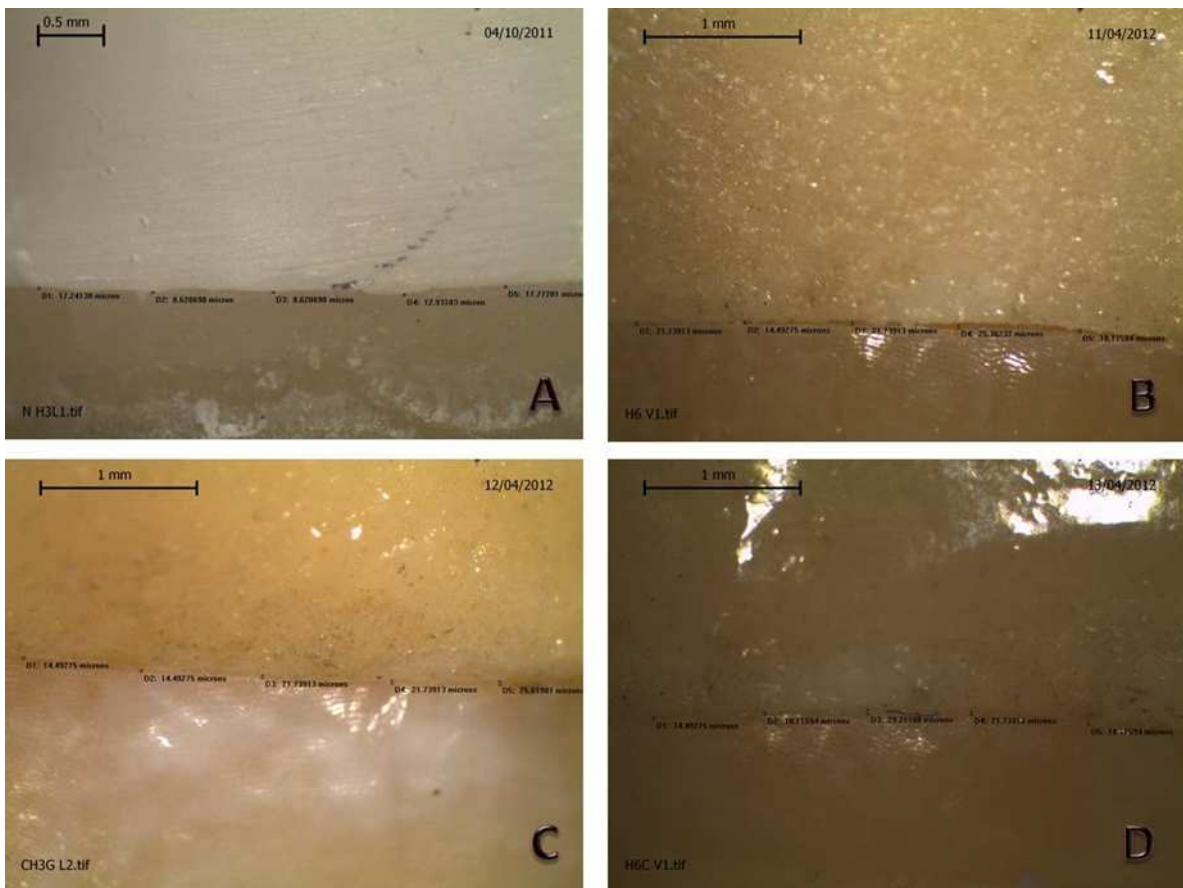


Figure 4 A) Measurements of the zirconia copings taken in Image-Pro®Plus; B) Measurements after veneered with IPS e.max® Ceram C) Measurements after glazed with IPS e.max® Ceram Glaze, D) Measurements after cementation with Rely X™ Unicem Aplicap™.

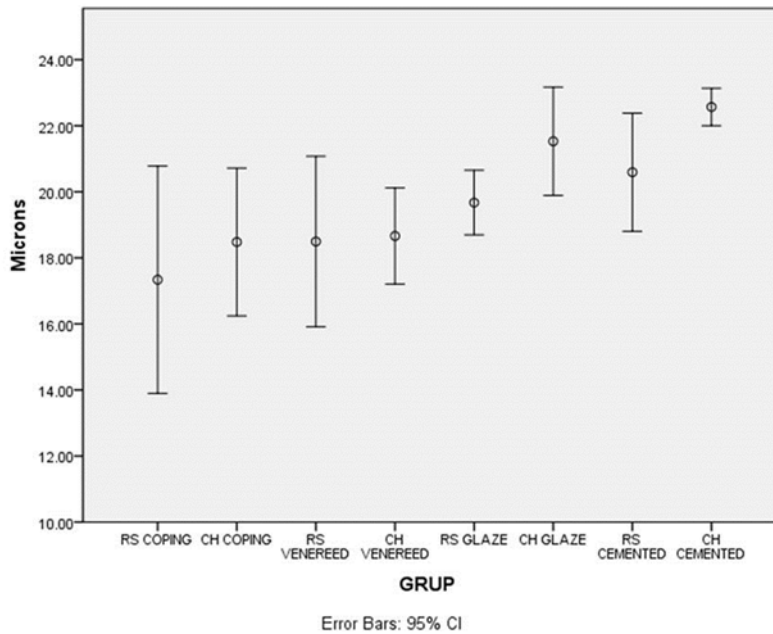


Figure 5 Means and confidence intervals of marginal gaps of zirconia-based crowns in each stage of manufacture and after the cementing procedure.

Table 1 Means, Standard Deviations (SD) and Standard Errors (SE) of Marginal Vertical Openings for Round Shoulder Group (μm).

Stages for RS Group	Count	Mean (μm)	SD	SE
Coping	10	17.33	4.80	1.52
Veneered	10	18.49	3.61	1.14
Glaze	10	19.67	1.36	.433
Cemented	10	20.59	2.49	.790

Differences were not statistically significant in this group ($P > .05$).

Table 2 Means, Standard Deviations (SD) and Standard Errors (SE) of Marginal Vertical Openings for Chamfer Group (μm).

Stage for Ch Group	Count	Mean (μm)	SD	SE
Coping	10	18.47 ^{a, b}	3.16	.989
Veneered	10	18.66 ^c	2.03	.643
Glaze	10	21.53 ^a	2.29	.724
Cemented	10	22.57 ^{b, c}	.793	.251

Statistically significant differences were found between the stages marked with the same letters ($P < .05$).

ANEXO 2

APROBACIÓN DEL PROYECTO DE TESIS



Universitat
Internacional
de Catalunya

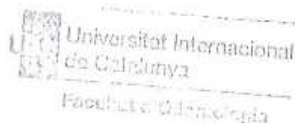
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Comisión científica

La comisión de doctorado del Departamento de Odontología de la Universitat Internacional de Catalunya, CERTIFICA que

El presente proyecto de Tesis Doctoral titulado: "**Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal en prótesis de zirconio fabricadas con dos diferentes sistemas de CAD/CAM**", cuyo director es el Dr. Oscar Figueras y el Dr. Josep Cabratosa y cuyo investigador principal es el doctorando **Raúl Iram Euán Salazar**,

ha sido evaluado satisfactoriamente y es apto para entrar en el programa de doctorado.

Firmado en Sant Cugat del Vallès, a 24 de noviembre del 2010.



Dr Lluís Giner Tarrida
Director de la comisión de doctorado de Odontología

Título:	Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal en prótesis de zirconio fabricadas con dos diferentes sistemas de CAD/CAM.
Investigador principal:	Raúl Iram Euán Salazar
Director de la tesis:	Dr. Oscar Figueras; Dr. Josep Cabratosa
Número de estudio:	PRT-ELM-2010-02-NF

ANEXO 3

Resultados CAD/CAM de laboratorio

Medidas (en micras) de los núcleos de zirconio:

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
CH 1	43.95	51.72	60.43	51.72	51.72
CH 2	34.48	34.48	34.48	34.48	41.1
CH 3	45.26	51.72	77.58	60.34	60.34
CH 4	94.82	77.58	77.58	77.58	86.2
CH 5	86.63	68.96	68.96	77.58	68.96
CH 6	77.58	69.5	68.96	69.5	77.58
CH 7	34.48	51.72	60.95	51.72	34.48
CH 8	60.34	51.72	51.72	77.58	34.48
CH 9	51.72	68.96	43.1	43.1	34.48
CH 10	52.43	51.72	68.96	68.96	51.72

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
CH 1	51.72	60.34	51.72	51.72	51.72
CH 2	86.2	120.62	112.06	77.58	60.34
CH 3	78.06	86.2	78.06	103.44	112.06
CH 4	51.72	77.58	60.34	60.34	60.34
CH 5	34.48	43.1	34.48	51.72	43.1
CH 6	51.72	68.96	69.5	43.1	43.1
CH 7	43.1	60.34	86.2	120.62	112.06
CH 8	51.72	51.72	43.1	51.72	52.43
CH 9	51.72	86.2	86.2	77.58	68.96
CH 10	77.58	77.58	70.26	70.26	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
CH 1	43.1	60.34	60.34	51.72	43.1
CH 2	86.2	60.95	86.2	51.72	86.2
CH 3	60.34	60.34	60.34	51.72	51.72
CH 4	60.95	68.96	60.95	68.96	77.58
CH 5	60.34	60.34	51.72	60.34	51.72
CH 6	43.1	43.1	43.1	34.48	43.1
CH 7	68.96	86.2	77.58	60.34	51.72
CH 8	60.34	77.58	75.58	34.48	34.48
CH 9	86.2	60.34	60.34	77.58	86.2
CH 10	86.63	60.95	86.2	60.95	86.2

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
CH 1	43.95	60.43	60.43	51.72	51.72
CH 2	86.2	78.06	86.2	95.21	86.2
CH 3	25.86	25.86	25.86	46.42	43.1
CH 4	68.96	94.82	68.96	68.96	68.96
CH 5	77.58	94.82	86.2	86.2	86.2
CH 6	34.48	34.48	51.72	68.96	51.72
CH 7	94.82	94.82	103.8	103.8	112.06
CH 8	43.1	77.58	51.72	51.72	43.1
CH 9	60.34	68.96	60.34	51.72	51.72
CH 10	43.1	86.2	68.97	34.48	43.1

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
H 1	25.86	25.86	35.54	43.1	43.1
H 2	34.48	25.86	34.48	51.72	51.72
H 3	51.72	43.95	25.86	17.24	19.27
H 4	60.34	34.48	35.54	43.1	25.86
H 5	34.48	34.48	25.86	25.86	35.54
H 6	25.86	25.86	25.86	25.86	60.34
H 7	34.48	34.48	19.27	43.1	43.1
H 8	43.1	51.72	51.72	51.72	43.1
H 9	43.1	43.1	60.34	68.96	60.34
H 10	60.34	60.34	60.34	68.96	60.34

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
H 1	43.1	34.48	43.1	51.72	34.48
H 2	60.34	94.82	86.2	94.82	77.58
H 3	43.95	43.95	60.34	51.72	43.1
H 4	43.1	51.72	34.48	43.1	43.1
H 5	17.24	34.48	43.1	34.48	34.48
H 6	25.86	34.48	34.48	34.48	34.48
H 7	34.48	51.72	43.1	34.48	51.72
H 8	94.82	94.82	77.58	77.58	77.58
H 9	112.06	112.06	112.06	112.06	112.06
H 10	60.34	34.48	60.34	34.48	34.48

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
H 1	27.26	25.86	25.86	25.86	43.1
H 2	34.48	43.1	51.72	43.1	51.72
H 3	43.1	43.1	25.86	34.48	34.48
H 4	34.48	43.1	25.86	43.1	34.48
H 5	34.48	17.24	25.86	34.48	34.48
H 6	34.48	34.48	34.48	17.24	25.86
H 7	25.86	25.86	25.86	25.86	25.86
H 8	68.96	68.96	51.72	68.96	86.2
H 9	112.06	112.06	86.2	77.58	43.1
H 10	60.34	60.34	77.58	77.58	77.58

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
H 1	34.48	34.48	34.48	31.08	31.08
H 2	43.1	51.72	51.72	35.54	35.54
H 3	43.1	25.86	25.86	35.54	43.1
H 4	25.86	43.1	43.1	137.93	137.93
H 5	43.1	60.34	51.72	51.72	51.72
H 6	27.26	34.48	34.48	25.86	34.48
H 7	34.48	34.48	43.1	43.1	34.48
H 8	68.96	68.96	60.34	86.2	86.2
H 9	25.86	34.48	34.48	43.1	43.1
H 10	68.96	51.72	51.72	77.58	77.58

Medidas (en micras) de las restauraciones en la etapa de bizcocho:

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
CH 1	68.96	68.96	77.58	60.34	77.58
CH 2	34.48	25.86	34.48	25.86	43.10
CH 3	60.34	68.96	94.82	120.68	94.82
CH 4	94.82	86.20	68.96	86.20	86.20
CH 5	120.68	95.21	94.82	86.20	68.96
CH 6	94.82	77.58	103.44	120.68	86.20
CH 7	43.10	60.34	51.72	68.96	51.72
CH 8	60.34	51.72	51.72	60.34	51.72
CH 9	52.43	68.96	51.72	34.48	17.24
CH10	51.72	60.34	78.06	78.06	51.72

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
CH 1	51.72	60.34	51.72	77.58	60.34
CH 2	94.82	120.62	112.06	77.58	43.1
CH 3	86.2	103.44	86.2	112.06	137.93
CH 4	69.46	74.26	103.44	86.2	77.58
CH 5	34.48	17.24	34.48	43.1	43.1
CH 6	43.1	43.1	43.1	43.1	43.1
CH 7	43.1	60.34	94.82	129.31	120.62
CH 8	68.96	68.96	77.58	51.72	43.1
CH 9	77.58	86.63	103.44	94.82	77.58
CH 10	94.82	86.2	70.26	70.26	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
CH 1	68.96	51.72	86.2	51.72	43.1
CH 2	86.2	86.2	86.2	77.58	112.06
CH 3	94.82	68.96	86.63	60.34	86.2
CH 4	60.95	68.96	68.96	68.96	76.58
CH 5	59.95	60.34	68.96	94.82	103.44
CH 6	43.1	51.72	51.72	77.58	86.2
CH 7	86.2	77.58	86.2	51.72	51.72
CH 8	77.58	94.82	34.48	43.1	34.48
CH 9	86.2	77.58	77.58	78.06	103.44
CH 10	94.82	60.34	94.83	60.34	86.2

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
CH 1	51.72	43.1	68.96	77.58	68.96
CH 2	86.2	77.58	86.2	94.82	86.2
CH 3	34.48	25.86	51.72	60.34	43.1
CH 4	86.2	86.2	86.2	77.58	68.96
CH 5	77.58	137.93	94.82	94.82	77.58
CH 6	34.48	43.95	51.72	77.58	51.72
CH 7	94.82	103.8	103.8	112.06	129.31
CH 8	68.96	51.72	43.1	68.97	77.58
CH 9	86.2	103.44	86.2	51.72	51.72
CH 10	43.1	94.82	68.96	34.48	34.48

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
H 1	60.95	60.34	60.34	27.26	35.54
H 2	17.24	25.86	68.96	68.96	68.96
H 3	51.72	43.1	25.86	17.24	25.86
H 4	60.34	43.1	34.4	43.1	34.48
H 5	25.86	17.24	34.48	25.86	60.34
H 6	25.86	25.86	25.86	34.48	43.1
H 7	51.72	17.24	51.72	60.34	34.48
H 8	43.1	51.72	51.72	69.5	51.72
H 9	51.72	51.72	68.96	43.1	51.72
H 10	78.06	94.82	51.72	68.96	34.48

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
H 1	51.72	60.34	60.34	43.1	60.34
H 2	60.34	103.44	86.2	112.4	60.34
H 3	51.72	86.2	86.2	77.58	43.1
H 4	43.1	68.96	78.06	103.44	86.2
H 5	17.24	25.86	51.72	34.48	34.48
H 6	34.48	34.48	34.48	51.72	68.96
H 7	43.1	51.72	51.72	43.1	51.72
H 8	112.06	103.44	77.58	43.1	51.72
H 9	86.2	137.93	86.2	112.06	96.82
H 10	51.72	25.86	43.1	43.1	25.86

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
H 1	43.1	25.86	27.26	25.86	50.26
H 2	34.48	51.72	68.96	86.2	77.58
H 3	77.58	60.34	43.1	60.34	43.1
H 4	51.72	43.1	51.72	68.96	38.55
H 5	43.1	25.86	25.86	34.48	34.48
H 6	25.86	34.48	34.48	25.86	25.86
H 7	34.48	25.86	25.86	25.86	43.1
H 8	60.34	60.34	86.2	103.44	86.2
H 9	112.06	112.06	120.86	86.2	35.54
H 10	43.1	43.1	68.96	68.96	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
H 1	34.48	43.1	43.1	43.1	60.43
H 2	86.2	78.06	51.72	34.48	43.1
H 3	43.1	34.48	25.86	43.1	43.1
H 4	43.95	60.34	43.1	120.68	146.55
H 5	51.72	68.96	68.96	51.72	60.34
H 6	34.48	43.1	43.1	43.1	17.24
H 7	43.1	43.1	43.1	25.86	34.48
H 8	77.58	77.58	60.34	112.06	86.2
H 9	25.86	51.72	51.72	34.48	34.48
H 10	77.58	60.34	60.34	94.82	68.96

Medidas (en micras) de las restauraciones en la etapa de glaseado:

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
CH 1	68.96	68.96	77.58	60.34	77.58
CH 2	51.72	51.72	34.48	25.86	43.1
CH 3	60.34	77.58	94.82	112.06	103.44
CH 4	86.2	86.2	86.2	86.2	86.2
CH 5	120.68	112.4	77.58	86.2	86.2
CH 6	94.82	86.2	103.44	112.06	94.82
CH 7	60.43	43.1	51.72	60.34	51.72
CH 8	68.96	51.72	51.72	60.34	43.1
CH 9	68.96	77.58	77.58	37.58	19.27
CH 10	51.72	51.72	43.1	34.48	51.72

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
CH 1	60.34	60.34	52.43	60.34	68.96
CH 2	94.82	120.62	112.06	77.58	51.72
CH 3	94.82	103.43	86.63	112.06	129.31
CH 4	74.26	74.26	103.44	86.2	77.58
CH 5	34.48	25.86	43.1	43.1	51.72
CH 6	43.1	43.1	43.1	51.72	51.72
CH 7	51.72	60.34	103.44	103.44	112.06
CH 8	68.96	68.96	60.34	68.96	51.72
CH 9	86.2	86.2	103.44	103.44	86.2
CH 10	86.2	112.06	95.21	94.82	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
CH 1	68.96	60.34	86.2	51.72	43.1
CH 2	86.2	86.2	77.58	77.58	112.06
CH 3	94.82	68.96	86.63	61.34	86.63
CH 4	68.96	68.96	60.95	86.2	77.58
CH 5	60.34	94.82	86.2	94.82	86.2
CH 6	43.1	51.72	51.72	77.58	94.82
CH 7	86.2	68.96	77.58	68.96	60.34
CH 8	77.58	94.82	51.72	51.72	51.72
CH 9	94.82	94.82	94.82	78.06	103.44
CH 10	86.2	60.34	94.82	60.34	103.44

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
CH 1	68.96	43.1	86.2	77.58	51.72
CH 2	86.2	77.58	77.58	94.82	94.82
CH 3	34.48	25.86	51.72	60.34	51.72
CH 4	86.2	86.2	86.2	86.2	77.58
CH 5	86.2	120.68	120.68	94.82	86.2
CH 6	34.48	34.48	51.72	94.82	77.58
CH 7	94.82	103.8	120.68	112.06	120.68
CH 8	60.34	51.72	43.1	68.97	68.97
CH 9	94.82	94.82	112.06	77.58	77.58
CH 10	43.1	86.2	94.82	25.86	34.48

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
H 1	68.96	60.34	68.96	34.48	43.1
H 2	34.48	34.48	51.72	68.96	68.96
H 3	60.34	51.72	43.1	25.86	25.86
H 4	53.1	43.1	34.48	43.1	43.1
H 5	25.86	25.86	43.1	35.54	60.34
H 6	25.86	25.86	25.86	34.48	51.72
H 7	60.34	17.24	34.48	51.72	34.48
H 8	43.1	51.72	51.72	68.96	51.72
H 9	60.34	60.34	68.96	60.34	51.72
H 10	77.58	94.82	77.58	77.58	43.1

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
H 1	60.34	60.34	25.86	43.1	35.54
H 2	60.34	94.82	86.2	79.47	77.58
H 3	51.72	79.47	86.2	77.58	60.34
H 4	43.1	60.34	77.58	94.82	60.34
H 5	17.24	34.48	51.72	34.48	25.86
H 6	34.48	34.48	43.1	51.72	68.96
H 7	43.1	51.72	68.96	60.34	51.72
H 8	86.2	60.34	86.2	68.96	60.34
H 9	86.2	137.96	86.2	112.06	103.44
H 10	68.96	43.1	51.72	43.1	25.86

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
H 1	43.1	25.86	34.48	34.48	43.1
H 2	43.1	60.34	86.2	86.2	77.58
H 3	43.1	60.34	60.34	60.34	51.72
H 4	60.34	43.1	51.72	43.1	34.48
H 5	43.1	34.48	34.48	25.86	34.48
H 6	34.48	43.1	34.48	34.48	25.86
H 7	34.48	34.48	34.48	34.48	43.1
H 8	60.34	60.34	77.58	103.44	77.58
H 9	112.06	103.44	120.86	86.2	51.72
H 10	34.48	34.48	34.48	34.48	34.48

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
H 1	43.1	34.48	43.1	60.34	51.72
H 2	86.2	86.2	77.58	43.1	43.1
H 3	51.72	51.72	69.5	69.5	69.5
H 4	43.1	60.34	43.1	120.68	129.31
H 5	68.96	60.34	60.34	60.34	60.34
H 6	34.48	34.48	60.34	43.1	25.86
H 7	43.1	43.1	51.72	27.26	34.48
H 8	86.2	86.2	51.72	112.06	43.1
H 9	25.86	43.1	43.1	34.48	34.48
H 10	68.96	43.1	60.34	94.86	60.34

Medidas (en micras) de las restauraciones después de cementadas:

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
CH 1	51.72	68.96	86.2	86.2	77.58
CH 2	68.96	43.1	43.1	43.1	43.1
CH 3	86.2	77.58	86.2	120.68	103.44
CH 4	77.58	86.2	77.58	86.2	103.44
CH 5	68.96	103.44	86.2	86.2	86.2
CH 6	86.2	77.58	103.44	103.44	77.58
CH 7	51.72	43.1	60.34	60.34	66.96
CH 8	68.96	51.72	60.34	68.96	43.1
CH 9	77.58	86.2	86.2	60.34	43.1
CH 10	51.72	60.34	43.1	52.43	52.43

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
CH 1	68.96	60.34	51.72	60.34	68.96
CH 2	94.82	112.06	112.06	77.58	60.34
CH 3	94.82	103.43	68.96	112.06	112.06
CH 4	77.58	77.58	94.82	94.82	77.58
CH 5	51.72	51.72	51.72	34.48	43.1
CH 6	60.34	51.72	51.72	51.72	68.96
CH 7	60.34	94.82	120.68	112.06	112.06
CH 8	68.96	60.34	68.96	77.58	60.34
CH 9	86.2	103.44	94.82	112.06	86.2
CH 10	77.58	121.92	94.82	103.44	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
CH 1	60.34	60.34	86.63	51.72	51.72
CH 2	94.82	86.2	77.58	79.47	103.8
CH 3	86.2	86.2	94.82	60.34	68.96
CH 4	68.96	77.58	60.34	86.2	68.96
CH 5	86.2	86.2	86.2	94.82	104.87
CH 6	51.72	51.72	60.34	77.58	103.8
CH 7	86.2	68.96	86.2	86.2	60.34
CH 8	68.96	103.44	60.95	51.72	60.34
CH 9	103.44	77.58	94.82	86.2	103.44
CH 10	86.2	60.44	103.56	60.34	94.82

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
CH 1	60.34	51.72	86.2	68.96	43.1
CH 2	87.42	94.82	77.58	94.82	94.82
CH 3	43.1	43.1	60.34	60.34	51.72
CH 4	94.82	86.2	86.2	86.22	79.47
CH 5	94.82	120.68	120.68	103.44	94.82
CH 6	51.72	51.72	51.72	94.82	77.58
CH 7	96.2	103.4	103.4	103.4	103.4
CH 8	60.34	51.72	60.34	60.34	68.97
CH 9	77.58	77.58	94.82	60.34	78.06
CH 10	68.96	94.82	94.82	34.48	35.54

LÍNEA DE TERMINACIÓN	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR	VESTIBULAR
H 1	77.58	77.58	68.34	43.1	51.72
H 2	43.1	43.1	43.1	68.96	60.34
H 3	66.96	60.34	51.72	43.1	34.48
H 4	43.1	43.1	43.1	43.1	43.1
H 5	34.48	25.86	43.1	34.48	60.34
H 6	25.86	34.48	25.86	51.72	77.58
H 7	60.95	34.48	43.1	51.72	43.1
H 8	43.1	68.96	51.72	68.96	51.72
H 9	51.72	60.34	68.96	68.96	43.1
H 10	68.96	94.82	68.96	77.58	77.58

LÍNEA DE TERMINACIÓN	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL	MESIAL
H 1	51.72	60.34	43.1	51.72	51.72
H 2	60.34	94.82	69.5	86.2	86.2
H 3	51.72	68.96	94.82	68.96	60.34
H 4	43.1	68.96	60.34	86.2	60.34
H 5	34.48	34.48	34.48	43.1	43.1
H 6	34.48	43.1	43.1	60.34	77.58
H 7	34.48	51.72	51.72	77.58	60.34
H 8	94.82	68.96	86.2	77.58	60.34
H 9	77.58	112.4	112.4	112.06	103.44
H 10	79.47	52.43	60.34	60.34	43.1

LÍNEA DE TERMINACIÓN	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL	LINGUAL
H 1	54.52	34.48	43.1	51.72	51.72
H 2	51.72	68.96	78.06	92.84	68.96
H 3	51.72	77.58	60.34	68.96	60.34
H 4	68.96	51.72	51.72	51.72	34.48
H 5	51.72	43.1	51.72	51.72	43.1
H 6	43.1	43.1	43.1	34.48	34.48
H 7	43.1	34.48	51.72	34.48	60.34
H 8	60.34	77.58	96.29	103.44	77.58
H 9	94.82	94.82	94.82	94.82	51.72
H 10	60.34	60.34	60.34	60.34	60.34

LÍNEA DE TERMINACIÓN	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL	DISTAL
H 1	43.1	43.1	51.72	60.34	51.72
H 2	94.82	77.58	77.58	43.1	51.72
H 3	51.72	43.1	68.96	77.58	68.96
H 4	51.72	86.2	60.34	120.68	103.44
H 5	68.96	60.34	68.96	60.34	51.72
H 6	34.48	43.1	61.42	35.54	25.86
H 7	60.34	51.72	51.72	34.48	34.48
H 8	94.86	86.2	51.72	137.93	51.72
H 9	34.48	43.1	43.1	37.58	37.58
H 10	68.96	68.96	77.58	94.86	77.58

Resultados CAD/CAM clínico

línea de terminación	etapa	micras
hombro	nucleo	18.71
hombro	nucleo	18.71
hombro	nucleo	18.81
hombro	nucleo	15.66
hombro	nucleo	10.83
hombro	nucleo	14.78
hombro	nucleo	19.28
hombro	nucleo	26.22
hombro	nucleo	20.61
hombro	nucleo	9.78
chaflán	nucleo	16.23
chaflán	nucleo	22.76
chaflán	nucleo	14.54
chaflán	nucleo	19.64
chaflán	nucleo	14.09
chaflán	nucleo	21.63
chaflán	nucleo	17.3
chaflán	nucleo	22.45
chaflán	nucleo	18.79
chaflán	nucleo	17.36

hombro	bizcocho	23.59
hombro	bizcocho	15.08
hombro	bizcocho	18.24
hombro	bizcocho	16.15
hombro	bizcocho	17.57
hombro	bizcocho	21.02

hombro	bizcocho	20.36
hombro	bizcocho	22.82
hombro	bizcocho	18.32
hombro	bizcocho	11.8
chaflán	bizcocho	19.05
chaflán	bizcocho	16.5
chaflán	bizcocho	20.15
chaflán	bizcocho	15.51
chaflán	bizcocho	22.49
chaflán	bizcocho	18.26
chaflán	bizcocho	20.19
chaflán	bizcocho	19.21
chaflán	bizcocho	17.03
chaflán	bizcocho	18.24

hombro	glaseado	19.7
hombro	glaseado	19.45
hombro	glaseado	18.43
hombro	glaseado	17.05
hombro	glaseado	20.25
hombro	glaseado	22.2
hombro	glaseado	20.72
hombro	glaseado	20.03
hombro	glaseado	19.86
hombro	glaseado	19.05
chaflán	glaseado	18.02
chaflán	glaseado	21.85
chaflán	glaseado	20.18
chaflán	glaseado	19.62

chaflán	glaseado	24.14
chaflán	glaseado	25.15
chaflán	glaseado	21.38
chaflán	glaseado	19.18
chaflán	glaseado	22.6
chaflán	glaseado	23.18

hombro	cemantado	18.85
hombro	cemantado	18.35
hombro	cemantado	18.71
hombro	cemantado	17.09
hombro	cemantado	20.59
hombro	cemantado	20.39
hombro	cemantado	22.02
hombro	cemantado	22.29
hombro	cemantado	25.63
hombro	cemantado	22.01
chaflán	cemantado	23.53
chaflán	cemantado	22.52
chaflán	cemantado	21.43
chaflán	cemantado	22.94
chaflán	cemantado	22.96
chaflán	cemantado	22.77
chaflán	cemantado	21.49
chaflán	cemantado	23.22
chaflán	cemantado	21.56
chaflán	cemantado	23.28