

VALORACION DEL SELLE Y ADAPTACION DE LOS SISTEMAS CERAMICOS EN ZIRCONIO REVISION LITERATURA.

SEAL AND ADAPTATION ASSESSMENT OF SYSTEMS CERAMIC "ZIRCONIUM"

LITERATURE REVIEW.

Alejandro Peláez E, Tatiana Marín L, Carolina Molina E, Ricardo Vélez F.

Resumen

El uso de técnicas computarizadas asistidas se está convirtiendo en un objeto de interés en el sector odontológico para producción de elementos protésicos cerámicos. La cerámica más trabajada en estos sistemas es el zirconio parcialmente estabilizado con itrio, este presenta características mecánicas, estéticas y biológicas que lo hace un buen material para la fabricación de elementos protésicos. La precisión de la adaptación marginal es un requisito fundamental en cualquier restauración, son varias las investigaciones y los reportes que indican que los materiales y sistemas que actualmente se utilizan en la tecnología CAD-CAM cumplen con los estándares de adaptación marginal, siendo el límite clínicamente aceptable menor o igual a 120 μm . Igualmente la cementación y la preparación dentaria desempeñan un papel importante en el selle del margen, la retención y la adhesión de la pieza al pilar generando así el éxito final de la restauración. Esta revisión de literatura tiene como propósito establecer si los sistemas maquinados tipo CAD-CAM del medio y reportados en la investigación actual, proporcionan valores clínicos confiables de adaptación y selle.

Palabras claves: zirconio, adaptación marginal, selle, CAD-CAM, cementación.

Abstract

The use of computer-assisted techniques is becoming an object of interest in the dental industry for production of ceramic prosthetic elements. The more elaborate ceramics in these systems is zirconia stabilized with yttria, this ceramic presents mechanical, biological and esthetic characteristics that make it a good material for the manufacture of prosthetic elements. The precision of marginal adaptation is a key requirement in any restoration there are several investigations and reports indicating that materials and systems currently used in CAD-CAM technology meet the standards of marginal adaptation that are in the Clinically acceptable limits being less than or equal to 120 μm . Similarly cementation and tooth preparation play an important role in the seal of the margin, retention and adherence to the pillar piece generating the final success of the restoration. This literature review aims to establish which CAD CAM machining systems reported on the current research, provide reliable clinical values of adaptation and seal.

Key words: zirconium, marginal fit, seal, CAD-CAM, cementation,

INTRODUCCION

Actualmente la odontología estética y la rehabilitación oral, han obtenido un desarrollo importante durante las últimas décadas en cuanto a la búsqueda de nuevos materiales y tecnologías innovadoras como son el zirconio y las técnicas CAD CAM(1)(2)(3)(4). El zirconio despierta gran interés entre los investigadores con respecto a su uso como Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

biomaterial(4)(5) gracias a que posee excelentes propiedades mecánicas(5)(3)(4), biológicas(4)(6)(7) y estéticas(3)(8)(4)(6) al igual que una alta resistencia a la compresión (4)(7)(9)(2)(10), la fractura(4)(9)(10), y la tracción(9)(4)(10).

El zirconio genera interés en la comunidad odontológica, gracias a su óptimo comportamiento en el sector posterior debido a su resistencia(4)(8)(9). No produce fenómenos de hipersensibilidad y su baja conductividad térmica evita irritación pulpar además de presentar excelentes características que favorecen la higiene oral, lo que lo hace el material de elección para la elaboración sobre las cerámicas previamente utilizadas en prótesis dental(4).

La precisión de la adaptación marginal es un requisito fundamental en cualquier restauración. La literatura reporta datos muy variables acerca del gap marginal obtenido con los diferentes sistemas cerámicos. Investigaciones recientes han demostrado que estos cumplen con los estándares de selle y adaptación marginal clínicamente aceptados, siendo este menor o igual a 120um (3) (11) (12) (13) (14)(15)(16) (17) (18)(19) (20) (21) (22)(23)(18)(4), sin embargo otros autores han reportado rangos que oscilan entre 25 . 129 um(24)(25). Para sistemas cerámicos específicos como prodera los valores son: 17 . 120 um (22)(22)(15)(9)(26)(18), para inceram alumina: 30 . 123 um (20)(3) lava system: 76+-36 um (22), celay in- ceram: 112+-55 um (18), 44+-23um(15), 70+-90um (3), inceram zirconio: 38 . 161 um (3)(20).

Características del zirconio

El nombre zirconio o bióxido de zirconio (ZrO_2), es un elemento común en la corteza terrestre. Es un refractario óptimo, caracterizado por un punto de fusión muy elevado (2.700 C) y por una resistencia elevada al ataque químico de ácidos y bases fuertes(8)(4).

La estructura del zirconio está formada por un retículo cristalino caracterizado por tres formas cristalográficas distintas: la mono cíclica, la cubica y la tetragonal, una propiedad conocida como polimorfismo (4). A temperatura ambiente el zirconio se encuentra en fase mono cíclica al superar los 1.170°C el retículo pasa a forma tetragonal y luego a forma cubica cerca de los 2.370°C. Claussen (4) ha clasificado 15 diversas micro estructuras de diversos materiales cerámicos utilizados en odontología a los que se les aporó tenacidad con zirconio, el más usado clínicamente es el Y-TZP (27). Este tiene propiedades mecánicas que resultan atractivas para la restauración en odontología, además es química y dimensionalmente estable, tiene alta resistencia mecánica al igual que resistencia a la fractura(8) ya que el estrés de esta durante la flexión supera los 900 mpa y es mayor no solo a todos los otros materiales cerámicos desarrollados sino también superior a estrés de rendimiento de casi todas las estructuras metálicas empleadas en odontología. (4)(8)

El zirconio puede ser maquinado mediante tecnología CAD-CAM. Las restauraciones CAD-CAM o asistidas por computador, denominadas así por sus iniciales en inglés (Computer-Aided Design y Computer-Aided Manufacturing). Se trata de tecnologías de diseño desarrolladas a través de programas software que pueden fabricar formas biotridimensionales cada una correspondiente a un archivo tridimensional, siendo posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computador.(8)(11)(10)(7)(16)(10)(4)(14,) La transformación de un objeto digital a material ocurre a través del uso de maquinaria robotizada (CAM) que convierte las formas desarrolladas en computador en objetos reales, para esto, se usan tecnologías como el

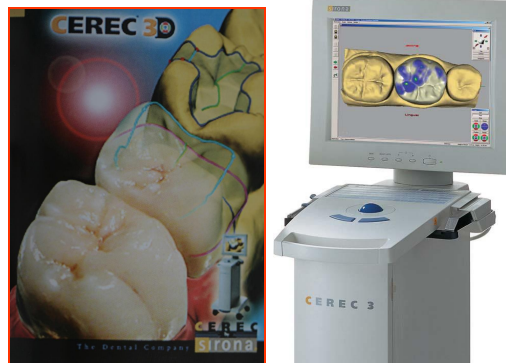
fresado, la electro erosión y el sinterizado laser, Todos estos sistemas constan de tres fases: La digitalización, el diseño y el maquinado.(4)

Los sistemas disponibles para maquinado son:

CEREC® (Sirona) CEREC in Lab® (Sirona)

El método de reconstrucción de cerámica CEREC por sus iniciales en inglés (ceramic reconstruction) como fue llamado inicialmente, fue diseñado para restauraciones parciales y utilizaba un disco durante el maquinado más adelante se incorpora al sistema de maquinado una fresa de diamante adicional y se realizan mejoras en el programa de diseño permitiendo maquinar coronas completas donde se incluye la anatomía oclusal el cual fue denominado Cerec 2. Posteriormente se cambian los discos de diamante por fresas para el maquinado de las restauraciones generando así el sistema Cerec 3. Este sistema se diseñó con el objetivo de realizar restauraciones indirectas en poco tiempo, confeccionadas y cementadas en la misma consulta odontológica y con el objetivo de eliminar la intermediación del laboratorio (28) (29) (30) (31).

Es el único sistema que ofrece restauraciones diseñadas y elaboradas en el consultorio, toma la impresión óptica del diente preparado con una cámara digital y diseño de la restauración con la visualización tridimensional de la preparación y las estructuras adyacentes. se compone de un escáner o unidad de captación de imagen con resolución de 50 μ m que permite obtener la imagen tridimensional de la preparación dental y estructuras adyacentes gracias al principio de triangulación activa(28) (29) (30) (31) además se compone de un programa o software que permite el diseño de las restauraciones o estructuras, y de una máquina de fresado que se encarga de reproducir el diseño realizado utilizando fresas de diamante. La literatura reporta valores promedio de ajuste interno para este sistema de 154 μ m. (32)

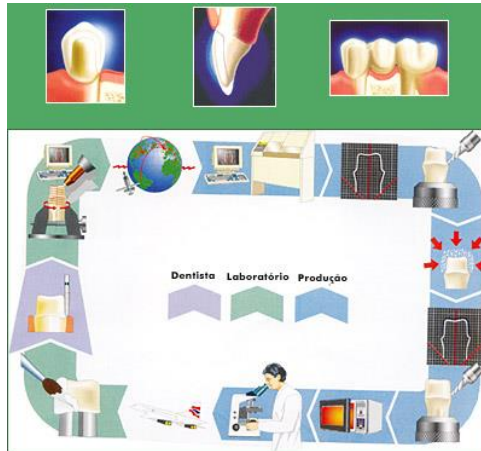


PROCERA® (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia)

El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto (33) (34) (35). El escáner Procera® Piccolo (Nobel Biocare, Goteborg) y Procera® Forte (Nobel Biocare, Goteborg) utilizan un sensor o bola de rubí de diferentes diámetros; la finalidad es realizar el barrido de la superficie del patrón y convertir la información obtenida en puntos tridimensionales logrando la reproducción del patrón con alta fidelidad (36) (34) (29), convirtiéndolo así en una imagen digital que es procesada en el Procera® Software 2,0 de la misma casa comercial; en este sistema se diseña la estructura y se especifica el material deseado: alúmina altamente sinterizada o zirconio. Los datos digitalizados son enviados vía Internet a un centro de producción donde es elaborado y confeccionado un troquel sobredimensionado del patrón enviado, sobre este modelo se inyecta bajo presión isostática el material de la estructura y luego se

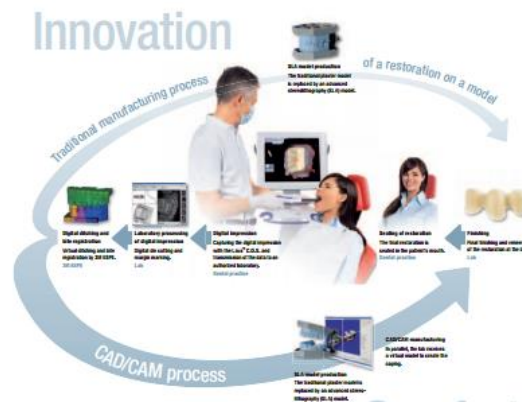
Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

máquina y se sinteriza. Finalmente la estructura es devuelta al profesional para ser terminada y recubierta con cerámica de baja fusión (29). Al momento de la cementación presenta una adaptación marginal de 63 um.(37)



LAVA® (3M ESPE, St Paul, MN)

Las preparaciones dentales y demás estructuras necesarias son completamente escaneadas con un sistema óptico sin contacto mediante un patrón de franjas de luces blancas. Aproximadamente 120.000 datos de puntos son medidos y digitalizados para cada muñón, zona edentula y registro de mordida. El sistema detecta automáticamente el margen de la preparación usando los puntos más bajos y al mismo tiempo más distantes del muñón, por tal razón se requiere realizar preparaciones, tal y como lo indica la casa comercial, que tengan una terminación en chaflán circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5°, un ángulo vertical de al menos 4°, la preparación del ángulo cervical debe ser de al menos 4° y el ángulo interior con un contorno redondeado igualmente todos los bordes oclusales e incisales deben redondearse y evitar cualquier socavado en la preparación. El borde marginal o cervical de la preparación debe ser continuo y claramente visible. Se lleva la estructura al horno para ser sinterizada, luego queda lista para ser recubierta por cerámica. A diferencia de los demás sistemas lava solo utiliza zirconio parcialmente estabilizado con ytria como material de sus estructuras y está limitado para coronas individuales y estructuras de 3 unidades.(38) (39) (40) (29).la bibliografía reporta valores de adaptación marginal para este sistema cercanos a los 150 um.(38).



Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

Adaptación marginal

Uno de los criterios a la hora de evaluar el éxito clínico de una restauración es el ajuste marginal, ya que una pobre adaptación puede generar disolución del cemento, filtración, retención de placa, caries secundaria e inflamación de los tejidos (29) son varias las investigaciones y los reportes que indican que los materiales y sistemas que actualmente se utilizan en la tecnología CAD-CAM cumplen con los estándares de adaptación marginal, siendo el límite marginal clínicamente aceptable entre 100 -120 μm (41) (42) (43) (29) (44) (3) (45) (4). Uno de los factores que influye en la obtención de resultados óptimos es el tipo de línea de terminación realizada en la preparación dental. Según la literatura se encuentran contraindicados el uso de preparaciones en filo de cuchillo y preparaciones con bordes agudos (29) las cuales generan dificultad para ser leídas y reproducidas por parte del sistema al mismo tiempo que pueden generar zonas de alta concentración de fuerzas que provocan el fracaso de la restauración. Por el contrario terminaciones en chaflán y hombro redondeado se reportan como las indicadas para estos sistemas(13).

Cementación:

El zirconio al ser una cerámica ácido resistente no reacciona ante los protocolos tradicionales de grabado ácido en el cual se utilizan ácido fluorhídrico y silano por lo que no son aplicables en este material.(46) (44) (47) (48) (29) diversos estudios (49) (50) (29) (4) muestran el desarrollo de algunos métodos de grabado ácido selectivo o arenado que permita preparar la superficie del zirconio con el fin de lograr una adhesión química o micro mecánica a la estructura dental usando cementos resinosos (48)(51)(29) sin embargo en la literatura no existe un consenso sobre el método de cementación más efectivo y se recomienda protocolos con cementos resinosos o con ionomero de vidrio (44)(48)(52).

AUTOR	AÑO DE PUBLICACIÓN	SISTEMA	VALOR ENCONTRADO EN EL ESTUDIO.
Francisco M, María Suarez, Begoña R.	2011	Inceram alúmina, Inceram YZ, Procera Zirconia.	29.9 +/- 3.97
Charlotte Grenade, Amelie Mainjot.	2011	Procera, ceramil.	59 - 115 um
BalwinW. Marchack, Shoko Sato.	2010	Sirona	70um
Mirza Rustum, Keson Beng, Jhack I.	2010	YTZP Ceramic (cercon, ips Empress)	66 -36.6um
Wael Att, Futoshi Komine, Thomas Gerds.	2009	Procera, Vita YZ Cerec.	64 . 89 um
Kyu-Burlee, Chan Wocn.	2008	Procera Cerec 3D.	89.6 +/- 9.5 94.4 +/- 11.6
María Suarez, Pablo González.	2003	Procera	120 um
Pierluigi Coli, Stig Karlsson.	2004	CAD-Cam, Dióxido de Zirconio	82 . 90 um
In-Sung Yeo, Jae-Ho Yang, Jai-Bong.	2003	Celay in Ceram, In Ceram, Ips Empress.	112 +/- 55 um
Prosprch	2000	Ips Empress	25 . 129 um
Salido y Cols	2000	Ips Empress	25 . 129 um
Sukman y Cols	1997	Inceram Alumina, Inceram Zirconia.	25 . 129 um
Kenneth B. Melinda M. Michael E. Razzog.	1998	Procera Cad-Cam Systems.	54 . 64 um
May y Cols . Bruton y Cols, Anderson y Cols.	1998	Procera, All ceram.	25 - 120 um
Wirs y Jager.	1998	Procera, All ceram.	25 - 120 um
Sukiman y cols	1997	Procera, All ceram.	25 - 120 um
Soly Cuis	1995	Ips Empress	25 - 128 um
Areys y Cols	1993	In ceram Alumina, In ceram Zirconio.	120 um

Tabla 1. Adaptación marginal de los diferentes sistemas cerámicos.

AUTOR	AÑO DE PUBLICACION	SISTEMA	LINEA DE TERMINACION EVALUADA	VALORES DE ADAPTACION
Mirza Rustom María J. Suarez, Pablo González, Guillermo Pradies.	2003	Ips Empress III Procera	Chaflán (20°) Chaflán Hombro redondeado	36 . 66 um 26 +/- 12 um 40 +/- 12 um

Tabla 2. Adaptación marginal de acuerdo a la línea de terminación

AUTOR	CEMENTOS	SISTEMAS	VALORES ENCONTRADOS EN EL ESTUDIO
Esther Gonzalo María J Suarez	Ketac cem easy mix 3 mespe Ionometro de vidrio	Lava Procera	45 - 71 um 12-9 um
Francine E Albert Omar M	Fosphate zinc Ionometro de vidrio Resina modificada (glass ionomer)	Procera	54 um

Tabla 3 adaptación marginal según el tipo de cemento utilizado

Discusión

El presente artículo recopilo información acerca de los diferentes sistemas CAD/CAM para la fabricación de restauraciones en zirconio y su precisión para lograr una adecuada adaptación marginal. De acuerdo con las tres casas comerciales mencionadas anteriormente en el artículo los valores de referencia de adaptación marginal para el sistema procera son 63 um (37), lava 150 um(38) y Cerec 154 um(32).

Según los estudios revisados se encontró que varias publicaciones anteriormente realizadas por autores como Francisco M(20), Charlotte G (11), Balwin W (12), Mirza R(13), Wael Att(14), Kyu-Burlee(42), María Suarez(16), Pierluigi C(17), Kenneth B, May y Cols, Wirs y Jager, Sukuman y Cols, Areys y Cols,b (3) concluyeron que el rango de adaptación marginal aceptable para lograr el éxito clínico y la longevidad de una restauración en los sistemas Cerec, Procera y Lava debe ser menor o igual a 120 um.

Según Att Wael y Komine(14) para el sistema Cerec se encontraron valores de adaptación marginal de (64 . 89 um), en comparación con Kyu Burlee (42) quien reporto valores de 89 +/- 9.5 um. Para el sistema procera el autor francisco M (20) reporto (29.9 +/- 3.97 um), Charlotte G (11) (59 . 115 um), Att Wael (14)(64 -.89 um), kyu (89.6 +/- 9.5 um)(42), en comparación con María Suarez, Kenneth B. Melinda, May y Cols, Wirs y

Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

Jager, Sukiman y Cols (3) quienes reportaron valores de 120 μm en adaptación marginal. Por otra parte para el sistema Lava, Ester Gonzalo(22) encontró valores de 45 . 70 μm . Lo que demuestra que estos sistemas generan una alta precisión en la adaptación marginal que conlleva al éxito clínico en las restauraciones.(19)

A diferencia el sistema Ips Empress se encontraron valores de adaptación marginal reportados por Prosprch, Salido y Cols, Sukman y Cols (3) hasta de 129 μm , comparado con Suly Colis (3) quien encontró un rango menor hasta de 128 μm , lo que nos revela que la adaptación marginal es mayor para las restauraciones procesadas por los sistemas anteriores.(50)

Las diferencias en el Gap de adaptación marginal entre los sistemas Procera, Lava y Cerec, son explicadas por las diferentes formas que presentan en su proceso de digitalización, donde el sistema Procera y Cerec cuentan para su procesamiento con un scanner mecánico y el sistema Lava con un scanner óptico (36)(53). Los estudios revisados encontraron que los scanner de digitalización mecánicos tienen mayor precisión que los ópticos, confiriéndoles a las restauraciones realizadas por estos mucha mayor precisión y éxito clínico al momento de colocarse las restauraciones en boca(50).

Los tres sistemas analizados confirman que la técnica CAD/CAM provee mayor precisión que las restauraciones convencionales ya que se evitan errores inherentes al proceso tradicional (42)(50). Esta mayor precisión está dada por que las restauraciones procesadas en sistema CAD/CAM son fabricadas con un espacio interno predeterminado para el cemento el cual es de 50 μm , este espacio determina el éxito final de la restauración(21)(22)(48).

La cementación final y la línea de terminación puede aumentar las discrepancias marginales, esto fue reportado por varios estudios pero en ninguno de ellos los valores encontrados fueron estadísticamente significativos para aumentar el gap, esto nos demuestra que si se conserva un espacio interno de 50 μm no se presentarían alteraciones marginales por el tipo de cemento utilizado ni por la línea de terminación realizada(15)(48). Adicionalmente se ha encontrado que para el zirconio un grabado ácido selectivo o arenado permite preparar la superficie con el fin de lograr una adhesión química o micro mecánica a la estructura dental usando cementos resinosos o ionomero de vidrio. (48)(51)(29) Sin embargo en la literatura no existe un consenso sobre el método de cementación más efectivo y se recomienda protocolos según cada casa comercial (44)(48)(52).

Conclusiones

De acuerdo a la literatura revisada se encontró que las medidas de adaptación marginal difieren por tipo de material, tecnología de producción, modalidad de cementación, convergencia de los pilares, líneas de terminación y métodos de medición del gap marginal. En general la precisión obtenida por estas tecnologías es alta, pero son dependientes del sistema seleccionado, de la calidad del scanner, el tipo de programa CAD que elabora las gráficas en el computador, el programa de imágenes y la tecnología de fresado asistido.

La literatura reporta que los sistemas evaluados en este estudio presentan valores de adaptación marginal menor o iguales a 120um, siendo considerado este como el valor clínicamente aceptable.

En general las líneas en chaflán o en hombro redondeado obtienen un desarrollo clínico de precisión marginal más elevado con respecto a otras preparaciones debido a que las maquinas que hacen el fresado tienen límites al realizar formas geométricas muy complicadas, ya que además de la dificultad que presentan para leerlas y reproducirlas pueden generar zonas de alta concentración de fuerzas que producen fracaso del material.

En cuanto a la cementación la recomendación actual es atenerse a las instrucciones sugeridas por las diversas casas matrices que tienen en cuenta las texturas particulares obtenidas en la superficie interna de las coronas para cada sistema específico de trabajo.

Bibliografía.

1. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006 dic;96(6):433-42.
2. Gamborena I, Blatz MB. Comprehensive esthetic and functional rehabilitation with a cad/cam all ceramic system. 2007.
3. Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos.
4. Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. El zirconio en odontología.
5. Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J Prosthet Dent.* 2005 mar;93(3):245-52.
6. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD-CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2010;
7. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010 feb;103(2):80-90.
8. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 nov;98(5):389-404.
9. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004 jun;91(6):561-9.
10. Vafiadis D, Goldstein G. Single visit fabrication of a porcelain laminate veneer with CAD/CAM technology: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011 ago;106(2):71-3.
11. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2011 abr;105(4):249-55.

Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

12. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011 sep;106(3):145-52.
13. Baig MR, Tan KB-C, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*. 2010 oct;104(4):216-27.
14. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2009 abr;101(4):239-47.
15. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*. 2005 jun;32(6):441-7.
16. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*. 2003 jun;16(3):229-32.
17. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont*. 2004 oct;17(5):577-80.
18. Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003 nov;90(5):459-64.
19. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera All Ceram crown. *J Prosthet Dent*. 1998 oct;80(4):394-404.
20. Martínez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2011 feb;105(2):108-14.
21. Jesús Suarez M, Lozano JFL, Paz Salido M, Martínez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2005 oct;18(5):390-1.
22. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008 oct;21(5):398-9.
23. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont*. 2009 dic;18(8):645-8.
24. Salido Rodríguez M, Suarez García M, Pradíes G, Caruana Velásquez G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámica. *Revista internacional de prótesis estomatológica*. 2000;2(3):225-32.
25. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991 dic;66(6):747-53.
26. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of Marginal Fit between All-Porcelain Margin versus Alumina-Supported Margin on Procera[®] Alumina Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2009 feb;18(2):162-6.

Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

27. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CHF. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent*. 2010 may;103(5):267-74.
28. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 may 10;204(9):505-11.
29. Caparroso Pérez C, Duque Vargas JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: Una revisión. *Revista facultad de odontología Universidad Antioquia*. 2010;22(1):88-108.
30. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J*. 1999 may 8;186(9):430-4.
31. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006 sep;137 Suppl:7S-13S.
32. Caparroso Pérez C, Marín Muñoz V, Echavarría Velásquez A. Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de Zirconio-Ytria elaboradas con los sistemas CAD/Cam procera y Cerec inlab. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*. 2011;22(2):186-97.
33. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*. 2006 mar;95(3):194-200.
34. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*. 1998 may;29(5):285-96.
35. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent. Clin. North Am*. 2002 abr;46(2):405-426, viii.
36. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*. 1995 sep;74(3):223-9.
37. Balarezo A, Taipe C. Sistema In-Ceram y Sistema Procera. *Rev Estomatol Herediana*. 2006;16(2):131-8.
38. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer H-C, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*. 2005 mar;14(1):39-45.
39. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006 oct;96(4):237-44.
40. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006 sep;137(9):1289-96.
41. Pallesen U, van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur. J. Oral Sci*. 2000 jun;108(3):239-46.

Peláez Echavarría Alejandro, protesista, Docente Universidad CES, investigador principal. Marín L. Tatiana, Molina E. Carolina, Vélez F. Ricardo, estudiantes Universidad CES

42. Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*. 2008 may;27(3):422-6.
43. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004 jun;20(5):441-8.
44. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007 nov;35(11):819-26.
45. Álvarez M, Peña J, González I, Olay M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *Revista ilustre Cons Gen Col Odontol Estomatol Esp*. 2003;8(5):525-44.
46. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008 mar;24(3):299-307.
47. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999 nov;15(6):426-33.
48. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003 mar;89(3):268-74.
49. Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and micro leakage of Procera All Ceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*. 2004 oct;17(5):529-35.
50. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009 dic;102(6):378-84.
51. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006 ago;96(2):104-14.
52. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991 mar;65(3):436-42.
53. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont*. 2001 abr;14(2):146-51.