

ADAPTACIÓN MARGINAL Y AJUSTE INTERNO EN ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA-YTRIA ELABORADAS CON LOS SISTEMAS CAD/CAM PROCERA® Y CEREC IN-LAB®¹

MARGINAL ADAPTATION AND INTERNAL FIT OF ZIRCONIA-YTRIA FRAMEWORKS FABRICATED WITH PROCERA® AND CEREC IN-LAB® CAD/CAM SYSTEMS¹

CARLOS BERNARDO CAPARROSO PÉREZ², DIANA VIRGINIA MARÍN MUÑOZ³,
ALEJANDRO ECHAVARRÍA VELÁSQUEZ⁴

RESUMEN. Introducción: el objetivo fue determinar ex vivo la adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec In-lab®. **Métodos:** se tomaron 15 pilares protésicos prefabricados contorneados de implantes divididos en tres grupos. Se fabricaron estructuras en aleación noble Pd-Au (control), Procera All Zircon® y Cerec In-lab YZ cubes®. Para evaluar la adaptación marginal se tomaron ocho medidas en la circunferencia del pilar protésico, tomando la distancia entre el borde de la estructura y el pilar. Para determinar el ajuste interno se hicieron ocho medidas desde la superficie externa del pilar a la superficie interna de la restauración. Las mediciones fueron hechas por microscopía óptica (50X). Los datos obtenidos fueron analizados por medio del análisis de varianza de una vía, la t de Student y prueba de Dunnett. **Resultados:** el promedio de adaptación marginal del grupo control fue 18,24 µm ±4,81; el grupo Procera® 21,62 µm ±12,15 y el grupo Cerec In-lab® de 47,34 µm ±17,72. El promedio de ajuste interno para las estructuras Pd-Au fue 34,60 µm ±16,16; Procera® 118,67 µm ±50,84 y el Cerec In-lab® 65,62 µm ±25,80. **Conclusiones:** los valores de adaptación marginal de las estructuras de aleación metálica y de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec In-lab® están entre los valores clínicamente aceptables. Las medidas de ajuste interno obtenidos para los grupos aleación metálica y Cerec® se encuentran dentro del rango reportado en la literatura. Mientras que el promedio obtenido para el grupo Procera® 118,67 µm ±50,84, aunque se acercó al límite máximo de ajuste interno reportado en la literatura, no se evidenció diferencia estadísticamente significativa con el sistema Cerec In-lab®.

Palabras clave: zirconia-ytria Procera, zirconia ytria Cerec in-Lab, CAD/CAM, adaptación marginal, ajuste interno.

Caparros CB, Marín DV, Echavarría A. Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec in-Lab®. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2011; 22(2): 186-197.

ABSTRACT. Introduction: the purpose of this in vitro study was to determine the marginal adaptation and internal fit in zirconia ytria frameworks fabricated with Procera® and Cerec In-lab® CAD/CAM systems. **Methods:** fifteen prefabricated implant abutments were divided in three equally sized groups; noble metal alloy Pd-Au structures were then fabricated (control group), Procera® and Cerec In-lab YZ cubes® (n = 5). The marginal gap was determined by measuring 8 points around the abutment circumference taking the distance between the margin of the structure and the abutment. In order to determine internal fit, 8 measures were taken from the abutment's external surface to the internal surface of the restoration. The measures were done with an optical microscope (50X). The data was the statistically analyzed using 1-way ANOVA, Student's paired t test and Dunnett's test. **Results:**

- 1 Artículo derivado de una investigación hecha como requisito parcial para optar al título de Especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, de uno de los coautores. Investigación financiada por el Comité para el Desarrollo de la Investigación (CODI), la Facultad de Ingeniería y la Facultad de Odontología de la Universidad de Antioquia. Investigación con la participación del Grupo de Corrosión de la Facultad de Ingeniería y el Grupo de Biomateriales de la Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- 2 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, magíster en Educación Superior, profesor asistente, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: ccaparros@gmail.com.
- 3 Estudiante de posgrado de Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- 4 Ingeniero metalúrgico, especialista, M.Sc., Ph.D., profesor vinculado, Facultad de Ingeniería de Materiales, Universidad de Antioquia.

RECIBIDO: NOVIEMBRE 30/2010-ACEPTADO: MARZO 15/2011

marginal adaptation mean for the control group was 18.24±4.81µm and Procera® 21.62 µm ±12.15 µm, while the average for Cerec In-lab® was 47.34 µm ±17.72 µm. The internal fit for the control group was 34.60 µm ±16.16 µm and Procera® group was of 118.67 µm ±50.84 µm in average and Cerec In-lab® 65.62 µm ±25.80 µm. **Conclusions:** the metal alloy and zirconia ytria frameworks fabricated with Procera® and Cerec In-lab® CAD/CAM systems showed clinically acceptable marginal gap values. The internal fit values for metal alloy and Cerec® frameworks are within the ranges reported in the literature. While the mean for the Procera® group was 118.67 µm ±50.84, which is close to the internal fit maximum limit reported in the literature, there was no statistically significant difference when compared with the Cerec-In-lab® system.

Key words: zirconia-ytria Procera, zirconia ytria Cerec in-Lab, CAD/CAM, marginal adaptation, internal adjustment.

Caparros CB, Marín DV, Echavarría A. Marginal adaptation and internal fit of zirconia-ytria frameworks fabricated with Procera® and Cerec in-Lab® CAD/CAM systems. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2011; 22(2): 186-197.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, debido al incremento en los requerimientos estéticos, se han desarrollado restauraciones libres de metal con excelentes propiedades ópticas y de biocompatibilidad.¹⁻¹¹ Por esto en los últimos años se han implementado numerosos sistemas cerámicos y de procesamiento para la obtención de restauraciones completamente cerámicas con una gama amplia de aplicaciones. En particular, los materiales completamente cerámicos con base en óxido de zirconio (ZrO₂) muestran notables propiedades estéticas, combinadas con la alta biocompatibilidad y las excelentes propiedades mecánicas.¹² El ZrO₂ es un material policristalino libre de matriz vítrea, comúnmente estabilizado con óxido de ytrio (3 mol%), obteniendo de este modo un material conocido como zirconia tetragonal parcialmente estabilizada con ytrio (Y-TZP).^{12, 13} En comparación con otras cerámicas, la Y-TZP presenta mejores propiedades mecánicas y una resistencia superior a la fractura. El material tiene una resistencia flexural de 900-1.400 MPa, resistencia a la fractura por encima de 10 MPa/m^{0.5} y módulo de elasticidad de 210 GPa.^{14, 15} Estudios clínicos reportan porcentajes de éxito entre 97,8 y 100% en restauraciones elaboradas con Y-TZP, con periodos de observación entre dos y cinco años.^{16, 17}

El uso de las cerámicas con ZrO₂ ha traído consigo la tecnología CAD/CAM,^{18, 19} que permite hacer restauraciones de excelente calidad, cuyo diseño y elaboración son asistidos por computador. En los sistemas que utilizan la zirconia tetragonal policristalina como material cerámico para la elaboración de estructuras para puentes fijos o coronas individuales en los segmentos anteriores y posteriores están los

que en su diseño y elaboración son asistidos por computador; como el sistema Cerec in Lab® y el Procera® conocidos como sistemas CAD/CAM. Estos han mostrado grandes ventajas clínicas sobre los otros sistemas ya sean asistidos o no por computador.

Además de las propiedades mecánicas y ópticas, la adaptación marginal y ajuste interno, son válidos como importantes criterios de calidad y éxito clínico de las restauraciones completamente cerámicas.²⁰⁻²² Una adaptación marginal deficiente es potencialmente perjudicial tanto para el diente como para los tejidos de soporte^{23,24} porque genera microfiliación, favorece la disolución del cemento²⁵ e incrementa la retención de placa,^{26, 27} lo cual puede llevar a la aparición de caries secundaria con la subsecuente inflamación pulpar.^{28,29} Adicionalmente, la desadaptación marginal de una restauración cambia la distribución de la microflora, y puede inducir la aparición de enfermedad periodontal.^{17, 23, 28-33} Sailer¹⁷ reporto el porcentaje de 22% de caries secundaria luego de cinco años de cementar restauraciones completamente cerámicas.

Aparte del aspecto biológico, el adecuado ajuste de la restauración es importante para asegurar el desempeño confiable de la restauración ante las cargas funcionales.³⁴

La adaptación marginal de las restauraciones metalcerámicas ha sido ampliamente documentada y brinda un punto de referencia para las restauraciones completamente cerámicas.³⁵⁻³⁷

Varios autores han estudiado la adaptación marginal de las restauraciones completamente cerámicas.^{21, 29, 35, 38-50}

Diferentes valores han sido propuestos en la literatura como máxima desadaptación marginal aceptable clínicamente, dependiendo del tipo de restauración y del estudio. Existe consenso de varios autores que la desadaptación promedio por debajo de 120 μm es clínicamente aceptable.^{21, 51-53} Estudios *in vitro* han reportado el promedio clínicamente aceptable de desadaptación marginal de 64-83 μm en restauraciones individuales completamente cerámicas elaboradas en sistemas CAD/CAM;^{21, 29} mientras que otros^{53, 54} reportan discrepancias marginales aceptables entre 50 y 100 μm . Reich³² mostró el promedio de desadaptación marginal de 80 μm en restauraciones con estructura en zirconia fabricadas mediante tecnología CAD/CAM (Lava, 3M ESPE) y McLean y von Fraunhofer⁵⁵ proponen que la restauración puede ser exitosa con una brecha marginal y un espacio para el cemento entre 50 y 120 μm . Estos valores parecen ser favorables para el agente cementante para lograr la adhesión resistente.^{56, 57}

Los datos acerca del ajuste interno de restauraciones completamente cerámicas, son pocos. Reich³² reporta valores promedio de ajuste interno de 154 μm en restauraciones con estructuras en ZrO_2 elaboradas en el sistema Cerec, mientras que otros autores³⁹ reportan valores de 103 μm para este mismo tipo de restauraciones.

Teniendo en cuenta la importancia de estos materiales para la odontología restauradora, este proyecto de investigación buscó evaluar la adaptación marginal y el ajuste interno *in vitro* en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera® y Cerec in Lab®. La hipótesis considerada en el estudio es que no hay diferencias significativas en los valores de adaptación marginal y ajuste interno entre las estructuras elaboradas con los sistemas evaluados en el presente estudio.

Tabla 1. Marcación y distribución de pilares

Grupo	Denominación	Número de pilares	Mediciones de cada variable en cada espécimen	Total mediciones
Aleación metálica noble paladio-oro	Control	5	8	40
Zirconia-ytria Procera	Experimental 1	5	8	40
Zirconia-ytria Cerec in Lab	Experimental 2	5	8	40

MATERIALES Y MÉTODOS

Para este estudio se tomaron 15 pilares prefabricados contorneados elaborados en aleación de titanio de la casa Zimmer Dental® para implantes Taper Screw Vent® de plataforma de 3,5 mm de diámetro (Hex-Lock Contour titanio rectos de 3 mm de altura del collar y de 4,5 mm de máximo contorno, con línea de terminación de chaflán profundo (figura 1).



Figura 1. Pilares prefabricados empleados: Hex Lock Contour de la casa comercial Zimmer Dental para implantes Taper Screw Vent de 3,5 mm de diámetro

Los pilares fueron marcados y distribuidos en un total de cinco especímenes en cada grupo de evaluación (tabla 1).

Cada espécimen se manipuló en un análogo de implante para el proceso de fabricación de las estructuras de la aleación noble paladio-oro y durante el escaneado para la elaboración de las estructuras CAD/CAM en zirconia-ytria y posteriormente para manipular los especímenes durante las mediciones.

Se fabricaron cinco estructuras de zirconia-ytria en cada uno de los sistemas a evaluar (Procera® y Cerec in Lab®) y cinco en aleación de paladio-oro para el grupo control (Spartan-Plus Ivoclar-Vivadent®), para un total de quince estructuras.

Cada una de las estructuras fue fabricada por un técnico dental experimentado y entrenado específicamente en estos sistemas. La elaboración se hizo de acuerdo con las instrucciones de cada fabricante y los laboratoristas no tenían conocimiento del propósito de la elaboración de estas estructuras.

Para la fabricación de cada una de las estructuras se usaron grosores en la capa de espaciador, así: para las estructuras Procera 70 μm (no modificable desde el *software*; este valor se obtuvo de las especificaciones técnicas de la casa fabricante sobre su sistema y *software*), para las Cerec 30 μm y para las estructuras en aleación noble se empleó laca espaciadora oro de 10 μm (Bredent®).

La adaptación marginal se evaluó tomando ocho mediciones en diferentes puntos a lo largo del margen cada 45° de la circunferencia de la línea de terminación y se tomó como medida de la adaptación marginal la distancia entre el borde de la estructura y el margen de la preparación del pilar en titanio (figura 2).

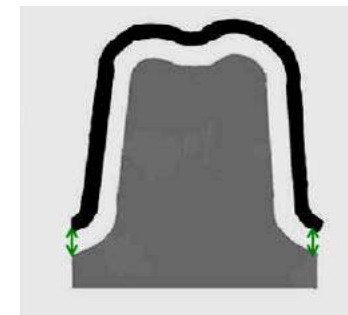


Figura 2. Representación gráfica de la distancia tomada como adaptación marginal (flecha verde). Cada una de estas mediciones se repitió ocho veces a lo largo de la circunferencia de cada espécimen

Para la medición de la adaptación marginal de cada una de las estructuras, al igual que para la medición del ajuste interno, se utilizó un microscopio óptico Nikon Epiphot 200® con cámara ccd a un aumento de 50X.

Las medidas de cada espécimen se fotografiaron y se evaluaron en un *software* analizador de imágenes

(Nis Elements de Nikon®) con una escala de medición de 200 μm .

El ajuste interno se determinó por medio de ocho mediciones de cada muestra sobre cortes transversales, desde la superficie externa del pilar de titanio a la superficie interna de la estructura.

Para tales mediciones se hizo previamente la cementación definitiva de cada estructura sobre su respectivo pilar, con ionómero de vidrio Ketac Cem Easymix 3M Espe®. El material de cementación se manipuló de acuerdo con las instrucciones del fabricante aplicando una fuerza uniforme de 200 g medida por medio de un dinamómetro digital.

Una vez retirados los excesos de cemento, cada espécimen fue completamente cubierto en un cubo de resina acrílica de 25 x 25 mm con el objetivo de proteger los especímenes durante el corte y evitar su deterioro (figura 3).



Figura 3. Cubo de resina acrílica de 25 x 25 mm, dentro del cual se ubicó cada espécimen para evitar su deterioro durante el corte

Cada muestra se seccionó en sentido vestibulo lingual por medio de una cortadora eléctrica por disco abrasivo Sampl Met 2 (Buehler) usando refrigeración continua; seleccionando la mitad de mayor homogeneidad para su lectura en el microscopio (figura 4).

Se tomaron entonces cuatro mediciones vestibulares y cuatro linguales, desde la superficie externa del pilar de titanio a la superficie interna de la estructura (figura 5).



Figura 4. Corte transversal para posterior medición del ajuste interno. Grupo aleación metálica, muestra 1

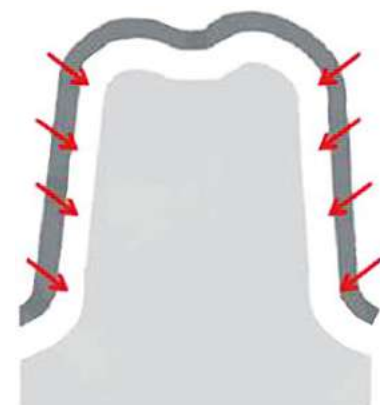


Figura 5. Representación gráfica de los ocho puntos de medición del ajuste interno en cada estructura (flechas rojas)

Las mediciones de los cortes se hicieron por medio del microscopio óptico descrito anteriormente y fueron expresadas en micrómetros.

Todas las mediciones fueron tomadas en el Laboratorio de materialografía y polímeros de Ingeniería de Materiales de la Universidad de Antioquia, por un técnico entrenado y calibrado previamente, con la asesoría del ingeniero metalúrgico Alejandro Echavarría.

Se diseñaron tablas en Excel para registrar las diferentes mediciones en cada sistema. Para el procesamiento de los datos y para el análisis de la información se utilizó el SPSS versión 17.0.

Para el análisis estadístico, inicialmente se hizo un análisis descriptivo que incluía medidas de tendencia central y de dispersión, posteriormente se evaluó si las variables, adaptación marginal y ajuste interno, cumplían los supuestos de normalidad (Prueba de Shapiro-Wilks) y homocedasticidad (Prueba de Levine) y por último se hizo un análisis de varianza de una vía y como prueba de significancia estadística

se utilizó la *t* de Student para diferencia de medias y la prueba de Dunnett, en esta última, tomando como grupo control las estructuras de aleación metálica noble paladio-oro. En ambos casos la hipótesis nula considerada fue la igualdad de medias para los diferentes procedimientos. Se tomó un nivel de significancia de 5% ($\alpha = 0,05$).

RESULTADOS

Adaptación marginal

El valor promedio de adaptación marginal para el grupo de aleación metálica fue $18,24 \pm 4,81 \mu\text{m}$ (tabla 2) el cual no tuvo diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) con el promedio de adaptación marginal encontrado para el grupo Procera $21,62 \pm 12,15 \mu\text{m}$ (tabla 2). Por el contrario el grupo Cerec in Lab mostró el promedio de adaptación marginal de $47,34 \pm 17,72 \mu\text{m}$ (tabla 2). Se muestra diferencia estadísticamente significativa cuando se compara este promedio con los obtenidos para el grupo Procera y aleación metálica (avalado por *t*-Test y Dunnett).

Tabla 2. Promedio y desviación estándar (μm) de adaptación marginal en cada grupo

Grupo	Numero de mediciones por grupo	Promedio	Desviación estándar
Aleación metálica	40	18,2400000	4,81454221
Procera	40	21,6210000	12,15050679
Cerec	40	47,3472500	17,72552307

Aleación metálica: paladio-oro; Procera: Procera All Zircon; Cerec: YZ Cubes Cerec in Lab.

A pesar de las diferencias estadísticamente significativas encontradas para el grupo Cerec, con respecto al grupo control y Procera, los valores promedio encontrados en todos los grupos están por debajo de los límites reportados en la literatura como clínicamente aceptables de adaptación marginal.

Las tablas 3, 4 y 5 muestran las ocho mediciones de adaptación marginal, hechas en cada una de las cinco muestras de cada grupo de observación.

Las figuras 6, 7 y 8 muestran fotografías de las mediciones de adaptación marginal en cada grupo.

Tabla 3. Recolección de datos adaptación marginal (μm). Grupo aleación metálica

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	12,74	10,54	5,25	5,32	85,18	9,78	33,21	14,25	22,03
2	6,13	7,88	6,13	5,87	7,83	17,19	35,98	5,25	11,53
3	36,05	6,19	7,06	10,65	5,25	9,01	6,19	41,02	15,17
4	23,77	6,13	10,50	8,92	9,02	39,79	20,34	37,78	19,53
5	15,24	23,13	34,82	29,27	25,45	41,08	3,66	11,04	22,96

Tabla 4. Recolección de datos adaptación marginal (μm). Grupo Procera

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	64,00	37,35	5,62	9,48	8,29	11,97	24,40	48,81	26,24
2	59,59	53,57	8,55	4,27	5,48	12,32	74,29	99,08	39,64
3	9,16	4,44	4,31	4,09	4,44	6,09	21,40	3,55	7,18
4	37,17	15,82	6,09	6,27	22,07	28,38	11,64	4,09	16,44
5	73,82	22,54	7,41	7,34	6,73	4,87	6,21	19,84	18,59

Medición 1 (0°); medición 2 (45°); medición 3 (90°); medición 4 (135°); medición 5 (180°); medición 6 (225°); medición 7 (270°); y medición 8 (315°).

Tabla 5. Recolección de datos. Adaptación marginal (μm). Grupo Cerec

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	110,60	17,54	98,93	177,50	69,98	24,42	7,33	113,60	77,43
2	74,64	76,06	58,66	15,92	7,43	31,96	19,57	62,26	43,31
3	7,43	14,75	10,43	33,21	94,14	94,02	69,68	12,21	41,98
4	11,26	8,63	50,99	62,22	56,56	33,17	89,27	38,34	43,80
5	10,07	6,23	42,10	32,12	71,67	58,66	10,99	9,77	30,20

Medición 1 (0°); medición 2 (45°); medición 3 (90°); medición 4 (135°); medición 5 (180°); medición 6 (225°); medición 7 (270°); y medición 8 (315°).

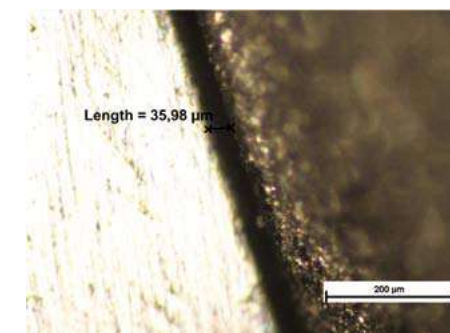


Figura 6. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 μm . Adaptación marginal aleación metálica (medición 7, muestra 2)

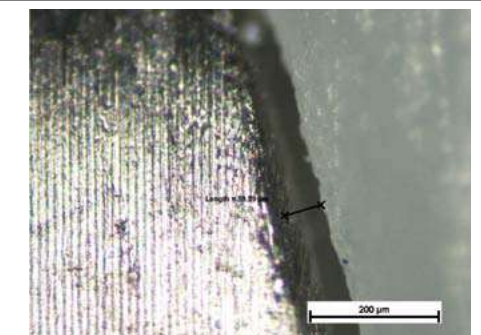


Figura 7. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 μm . Adaptación marginal Procera (medición 1, muestra 2).

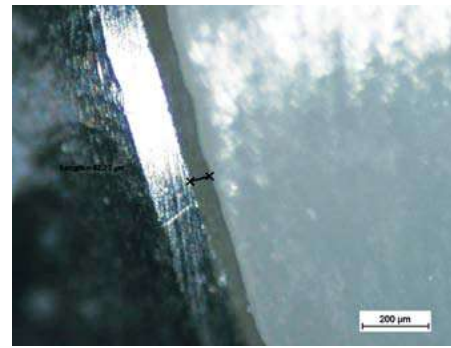


Figura 8. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 µm. Adaptación marginal Cerec (medición 4, muestra 4)

25,80 µm (tabla 6), lo cual muestra que entre el promedio de este último grupo y el grupo control no hay diferencias estadísticamente significativas, como tampoco las hay entre el grupo Procera y Cerec (avalado por *t*-Test y Dunnett).

Las tablas 7, 8, 9 muestran las ocho mediciones de ajuste interno hechas en cada una de las cinco muestras de cada grupo de observación.

Las figuras 9, 10 y 11 muestran fotografías de las mediciones de ajuste interno en cada grupo.

Tabla 6. Promedio y desviación estándar (µm) de ajuste interno en cada grupo

Grupo	Numero de mediciones por grupo	Promedio	Desviación estándar
Aleación metálica	40	34,609036	16,1601592
Procera	40	118,674250	50,8468489
Cerec	40	65,626250	25,8019030

Aleación metálica: paladio-oro; Procera: Procera zirconia yttria; Cerec: zirconia yttria Cerec in-Lab.

Ajuste interno

El valor promedio de ajuste interno para el grupo de aleación metálica fue $34,60 \pm 16,16$ (tabla 6); el cual fue estadísticamente diferente ($p < 0,05$) del promedio encontrado en el grupo Procera $118,67 \pm 50,84$ µm (tabla 6), mientras que para el grupo Cerec in-Lab el promedio de ajuste interno fue $65,62 \pm$

Tabla 7. Recolección de datos ajuste interno (µm). Grupo aleación metálica

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	10,33	8,77	7,45	8,89	29,41	25,67	37,93	32,97	20,17
2	35,43	25,97	18,06	16,32	102,70	75,74	70,82	57,40	52,41
3	40,02	97,69	67,16	99,09	29,79	28,74	19,54	21,98	50,50
4	45,19	52,52	48,90	36,95	23,20	14,65	18,36	11,06	31,35
5	36,63	14,65	14,70	34,73	21,98	6,23	8,63	11,26	18,60

Medición 1 (BL); medición 2 (BL); medición 3 (BL); medición 4 (BL); medición 5 (MD); medición 6 (MD); medición 7 (MD); y medición 8 (MD).

Tabla 8. Recolección de datos ajuste interno (µm). Grupo Procera

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	56,56	54,02	54,02	119,88	173,93	181,04	185,9	184,14	129,02
2	161,38	162,29	162,29	211,17	30,02	40,49	126,32	143,81	124,90
3	38,58	40,37	40,37	54,39	63,23	71,92	70,50	63,52	57,56
4	82,41	93,36	93,36	35,01	98,22	110,32	104,23	144,04	88,64
5	219,21	200,19	200,19	213,95	147,47	168,39	168,58	184,27	193,23

Medición 1 (BL); medición 2 (BL); medición 3 (BL); medición 4 (BL); medición 5 (MD); medición 6 (MD); medición 7 (MD); y medición 8 (MD).

Tabla 9. Recolección de datos ajuste interno (µm). Grupo Cerec

Muestra	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Medición 6	Medición 7	Medición 8	Promedio
1	35,39	47,56	54,23	40,82	61,39	114,9	164,02	111,23	78,69
2	44,52	48,75	53,62	65,22	70,72	61,63	51,92	48,08	55,55
3	59,56	75,40	40,20	38,10	62,15	59,10	56,14	60,96	56,45
4	81,65	83,48	85,99	85,99	96,46	90,69	130,10	165,92	102,53
5	25,60	22,55	13,40	25,01	38,39	51,79	50,02	52,40	34,89

Medición 1 (BL); medición 2 (BL); medición 3 (BL); medición 4 (BL); medición 5 (MD); medición 6 (MD); medición 7 (MD); y medición 8 (MD).

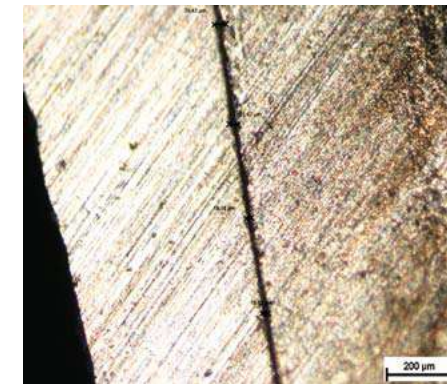


Figura 9. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 µm. Ajuste interno. Aleación metálica (muestra 2, MD)

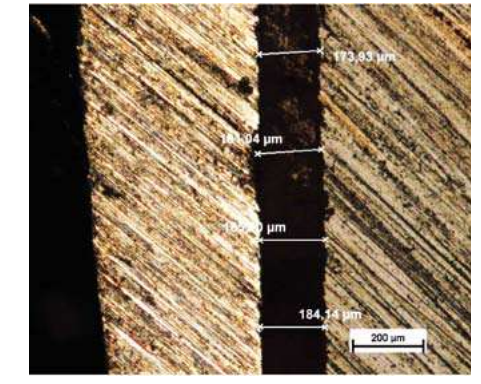


Figura 10. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 µm. Ajuste interno Procera (muestra 1, MD)

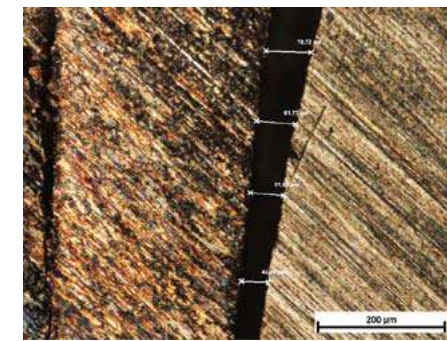


Figura 11. Microscopía óptica 50X (Nis Elements-Nikon), escala 200 µm. Ajuste interno Cerec (muestra 2 MD)

Procera, de $47,3 \pm 17,7$ µm para el sistema Cerec in Lab y de $18,2 \pm 4,8$ µm para el grupo control.

El sistema Procera se comportó estadísticamente mejor en términos de adaptación marginal que el sistema Cerec in Lab, de modo que la hipótesis en la que se basó el estudio fue negada. Posiblemente la razón por la que el sistema Procera presentó un valor bajo de adaptación marginal frente al sistema Cerec es por el mayor espacio para el cemento o ajuste interno que en este sistema, con un valor promedio de $118,6 \pm 50,8$ µm frente a $65,6 \pm 25,8$ µm del Cerec in Lab. Una brecha mayor de ajuste interno permite mayor asentamiento de las estructuras en zirconia-ytria, propiciando mejor adaptación marginal. Algunos sistemas CAD/CAM promueven este tipo de estrategia de diseño y maquinado denominado “ajuste por mayor radio de corte” sin perjudicar las propiedades mecánicas de la restauración ni el comportamiento de la contracción de polimerización del cemento.

DISCUSIÓN

La adaptación marginal de una restauración protésica es de suma importancia para lograr un buen desempeño clínico a largo plazo. El promedio de adaptación marginal obtenido en los sistemas CAD/CAM estudiados por medio de microscopio óptico a 50X fue de $21,6 \pm 12,1$ µm para el grupo

Los valores de adaptación marginal reportados en nuestra investigación coinciden con los reportados por Bindl y Mörmann en el 2005²⁹ en los que por medio de restauraciones in vitro evaluadas en microscopio, reportan valores de adaptación marginal para el sistema Procera de $17 \pm 16 \mu\text{m}$ y de $43 \pm 23 \mu\text{m}$ para el Cerec in Lab[®]. En esta investigación también se presentaron valores altos de ajuste interno en el espacio del cemento de $136 \pm 68 \mu\text{m}$ para el grupo Procera y para el Cerec in Lab de $114 \pm 58 \mu\text{m}$, siendo este valor significativamente mayor que el obtenido en nuestro estudio para este sistema.

Gonzalo y colaboradores en 2008 y 2009^{58,59} obtuvieron valores semejantes de adaptación marginal, cuando se evaluaron sistemas similares a los de nuestro estudio, presentando el sistema Procera una adaptación marginal de $26 \pm 19 \mu\text{m}$ y el Cerec in Lab de $40 \pm 19 \mu\text{m}$.

Estos resultados confirman que los valores de adaptación marginal en las restauraciones individuales en zirconia estabilizadas con ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera y Cerec in Lab, aunque presenten diferencias estadísticamente significativas al compararse con las restauraciones elaboradas en aleaciones nobles Pd-Au y entre ellas, se encuentran en los valores aceptados clínicamente por la literatura científica de 100 a 120 μm . Este grado de adaptación marginal les permite a estas restauraciones tener alta expectativa de supervivencia y éxito clínico a largo plazo.

El ajuste interno o espacio para el cemento en las restauraciones libres de metal elaboradas con óxido de zirconio estabilizado con óxido de ytria, debe ser un espacio uniforme para facilitar el asentamiento de la estructura sin comprometer la retención y la resistencia de la misma. Este aspecto en las restauraciones completamente cerámicas es de suma importancia debido a que este tipo de material es más frágil que las estructuras hechas en aleaciones metálicas, ya sean predominantemente vítreas o altamente cristalinas. La debilidad de la cerámica se debe a su sensibilidad ante los esfuerzos tensiles y a la posterior propagación de grietas en el material. Tuntiprawon y Wilson⁴⁹ demostraron que el

ajuste interno puede afectar el pronóstico a largo plazo en las coronas elaboradas en cerámica vítrea sobre matriz de platino (Vitadur-N). Los autores evidenciaron que las restauraciones libres de metal vítreas mostraban mayor resistencia compresiva a la fractura cuando el promedio de ajuste interno en las paredes axiales de la preparación era de una dimensión de 73 μm . También se demostró que si el promedio de ajuste interno se aumentaba a 122 μm se disminuía la resistencia del material sin lograr mejor asentamiento o adaptación marginal de la estructura.

El efecto del grosor del cemento sobre la resistencia de las restauraciones libres de metal elaboradas con estructuras en zirconia-ytria podría ser diferente al de las cerámicas vítreas evaluadas por Tuntiprawon. Rosentritt y colaboradores en 2009⁶⁰ quienes evidenciaron que la variable de mayor influencia en la resistencia de las restauraciones molares en zirconia-ytria era el grosor y el diseño de la estructura de soporte a la cerámica de blindaje. El efecto que presentó el espesor del cemento fue poco significativo en la resistencia al envejecimiento termomecánico del material. La mayor limitante del estudio fue el espesor utilizado en cada grupo de evaluación, que era de 30 y 40 μm en los de mayor amplitud de ajuste interno. La amplitud del espacio para el cemento presentada por el sistema Cerec in Lab de $65,62 \pm 25,8 \mu\text{m}$ aproxima a este rango de ajuste interno, siendo el caso contrario con el sistema Procera All Zirkon con un valor de ajuste interno de $118,67 \pm 50,8 \mu\text{m}$. Aumentar el espacio para el cemento en estos valores podrían limitar el grosor de la cerámica en estas restauraciones, disminuyendo potencialmente la resistencia del material. Debido a esto se sugiere hacer estudios in vivo que puedan demostrar el efecto que tiene el aumento del espacio del cemento en rangos aproximados a las 120 μm sobre la resistencia de restauraciones libres de metal elaboradas con zirconia-ytria.

La principal limitante del presente estudio en la metodología para determinar el ajuste interno en las estructuras de los sistemas investigados fue usar la técnica de “corte seccional” de las estructuras cementadas. La técnica empleada solo permite la

medición en ocho puntos preseleccionados en las paredes axiales de los pilares utilizados, lo cual puede no reflejar de manera exacta el ajuste interno de las estructuras. Otra limitante de importancia fueron las condiciones ideales en las que se llevó a cabo el estudio, lo cual impide la transferencia directa de sus conclusiones a la práctica clínica diaria.

Como recomendación para futuras investigaciones en la línea de cerámica se sugiere determinar la adaptación marginal y el ajuste interno de restauraciones de puentes fijos de tramos amplios en zirconia-ytria, por medio de mediciones tridimensionales del espacio para el cemento que reflejen de manera exacta el ajuste interno de este tipo de restauraciones protésicas.

CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitantes presentadas en este estudio podemos concluir que:

Los valores de adaptación marginal obtenidos para las estructuras de aleación metálica noble Pd-Au $18,24 \pm 4,81 \mu\text{m}$ y de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera $21,62 \pm 12,15 \mu\text{m}$ y Cerec in Lab $47,34 \pm 17,72 \mu\text{m}$, están en los valores clínicamente aceptables reportados en la literatura de 100 a 120 μm .

Los valores de ajuste interno obtenidos para los grupos de aleación metálica $34,60 \pm 16,16 \mu\text{m}$ y Cerec in Lab[®] $65,62 \pm 25,80 \mu\text{m}$, se encuentran en el rango descrito en la literatura; mientras que el promedio obtenido para el grupo Procera[®] $118,67 \pm 50,84 \mu\text{m}$, aunque se acercó al límite máximo de ajuste interno reportado en la literatura no se evidenció diferencia estadísticamente significativa con el sistema Cerec in Lab[®].

Las estructuras metálicas mostraron mejores promedios de adaptación marginal y ajuste interno con respecto a las estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera[®] y Cerec in Lab[®], lo cual evidencia las razones por las que siguen siendo consideradas “la regla de oro” de las restauraciones protésicas fijas.

CORRESPONDENCIA

Carlos Bernardo Caparroso Pérez
Facultad de Odontología
Universidad de Antioquia
Correo electrónico: ccaparroso@gmail.com

REFERENCIAS

- Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: A prospective 1-to 3-year multicenter study. *Int J Prost* 2001; 14: 432-438.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204:505-511.
- Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 197-204.
- Devaud V. Guidelines for success with zirconia ceramics: the changing standards. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005; 17: 508-510.
- Federlin M, Wagner J, Manner T, Hiller KA, Schmalz G. Three-year clinical performance of cast gold vs. ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig* 2007; 11: 345-352.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, part I: in vitro studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 188-119.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Swift EJ Jr. All-ceramic fixed partial dentures, part III: Clinical studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 313-319.
- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-388.
- Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26:130-136.
- Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-187.
- Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 747-753.
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24: 289-298.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. Lava-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 3: 195-206.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and shortterm in-vivo evaluation of yttrium-oxidepartially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 45-61.

15. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449-456.
16. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J* 2005; 173 supl: 1-69.
17. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-388.
18. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining. *Int J Comput Dent* 2001; 2: 89-103.
19. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comp Dent* 1999; 2: 9-35.
20. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 585-590.
21. 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.
22. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
23. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 357-364.
24. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 492-498.
25. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 436-442.
26. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. *J Oral Rehabil* 1976; 3: 237-243.
27. Valderhaug J, Heloe LA. Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontol* 1977; 48: 221-224.
28. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage-full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992; 18: 473-475.
29. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441-447.
30. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinical perfect margins. *J Clin Periodontol* 1983; 10: 563-578.
31. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-408.
32. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 174-179.
33. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 534-542.
34. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H* 2005; 219(4): 233-243.
35. Beschnidt 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.
36. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: An SEM study. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 146-153.
37. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1987; 66: 1341-1344.
38. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann 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.
39. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27: 567-575.
40. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 579-584.
41. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-580.
42. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 394-404.
43. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009; 25(1): 94-102.
44. Fleming GJ, Dobinson MM, Landini G, Harris JJ. An in vitro investigation of the accuracy of fit of Procera and empress crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005; 13: 109-114.
45. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent* 1993; 21: 47-51.
46. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
47. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 526-530.
48. Sorensen JA, Okamoto SK, Seghi RR, Yarovesky U. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 162-173.
49. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995; 40: 17-21.
50. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 747-753.
51. 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: 24-29.
52. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 129-134.
53. 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.
54. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 187-193.
55. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-111.
56. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater* 1996; 12: 245-249.
57. Tsukada G, Tanaka T, Kajihara T, Torii M, Inoue K. Film thickness and fluidity of various luting cements determined using a trial indentation meter. *Dent Mater* 2006; 22: 183-188.
58. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 398-399.
59. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B and Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 378-384.
60. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G and Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009; 37: 978-983.