

Adaptación marginal e interna de copias fabricadas por métodos convencionales, CAD/CAM de fresado y sinterizado por láser.

Marginal and internal adaptation of copings manufactured by conventional methods, CAD/CAM milling and laser sintering.

Jorge Andrés Parra Carranza,* María Fernanda Alarcón Larco,‡ Iván Andrés Carrera Bayas§

RESUMEN

Introducción: la adaptación marginal e interna de nuestras restauraciones fabricadas por fundición sistemas de fresado y sinterización láser es uno de los factores clínicos más importantes para el éxito de las prótesis fijas, previniendo el riesgo de microfiltración y enfermedad periodontal. **Objetivo:** evaluar la adaptación marginal e interna de copias metálicas en aleación Cr-Co confeccionadas por técnicas convencionales, CAD/CAM de fresado y sinterizado por láser. **Material y métodos:** estudio de tipo experimental, comparativo e *in vitro*. Se imprimió un modelo maestro en Cr-Co, proveniente del escaneo de un premolar preparado para corona completa, sobre el cual se diseñaron 30 copias divididas en tres grupos: el primero que corresponde al grupo copias fundidas fresadas en disco de cera A ($A = 10$), el segundo grupo copias fresadas en disco de metal presinterizado B ($B = 10$) y el tercer grupo copias impresas por sinterización láser C ($C = 10$). Se empleó la réplica de silicona, colocando silicona al interior de cada copia, sobre el modelo maestro, simulando al cemento, mediante una máquina de ensayo universal se realizó una compresión de 50 N. Luego de retirar cada copia se llenaron con silicona pesada de adición, obteniendo una réplica de silicona. Se efectuaron dos cortes transversales en sentido vestibulo-lingual y mesiodistal. Se observó el espesor de silicona VPS (vinil poliéster silicona) mediante un estereomicroscopio (Nikon SMZ745T), obteniendo valores en micrómetros. Para el análisis estadístico se utilizó el software SPSS 25 con el fin de realizar la prueba de normalidad y ANOVA de dos vías bajo un nivel de confianza del 95%. **Resultados:** el menor gap lo obtuvo el grupo de fresadas, seguido de las impresas y por último las fundidas por métodos convencionales. ANOVA de dos vías reveló diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos ($p < 0.0001$). **Conclusiones:** se encontró que el gap varía con cada método de fabricación, la técnica convencional de fundido mostró un mayor gap, ninguno excediendo el rango clínicamente aceptable.

ABSTRACT

Introduction: the marginal and internal adaptation of our restorations manufactured by casting, milling systems and laser sintering is one of the most important clinical factors for the success of fixed prostheses, preventing the risk of microleakage and periodontal disease. **Objective:** evaluate the marginal and internal adaptation of metal copings in Cr-Co alloy made by conventional techniques, CAD/CAM milling and laser sintering. **Material and methods:** an experimental, comparative and *in vitro* study, a Cr-Co master model was printed from the scan of a premolar prepared for a full crown. An experimental, comparative and *in vitro* study, a Cr-Co master model was printed from the scan of a premolar prepared for a full crown, on which 30 caps divided into three groups were designed; the first group corresponds to the cast copings milled on a wax disc A ($A = 10$), the second group milled copings on a presintered metal disc B ($B = 10$) and the third group printed by laser sintering copings C ($C = 10$). The silicone replica was used, placing silicone inside each coping, on the master model, simulating cement, using a universal testing machine, a 50 N compression was performed. After removing each coping, they were filled with heavy addition silicone, obtaining a silicone replica. Two cross-sections were made in the buccolingual and mesiodistal direction., observing the thickness of the VPS (vinyl polyster silicone) silicone using a stereomicroscope (Nikon SMZ745T), obtaining values in micrometers. For the statistical analysis, the SPSS 25 software was used in order to perform the normality and two-way ANOVA tests under a 95% confidence level. **Results:** the smallest gap was obtained by the milled group, followed by the printed ones and finally those cast by conventional methods. Two-way ANOVA revealed statistically significant differences between the three groups ($p < 0.0001$). **Conclusions:** the gap was found to vary with each fabrication method, the conventional casting technique showed a larger gap, none exceeding the clinically acceptable range.

* Especialista en Rehabilitación Oral. Postgrado de Rehabilitación Oral. Universidad Central del Ecuador. <https://orcid.org/0000-0002-0203-5632>

‡ Especialista en Rehabilitación Oral. Docente de Postgrado de Rehabilitación Oral. Universidad Central del Ecuador. <https://orcid.org/0000-0002-2772-045X>

§ Especialista en Rehabilitación Oral. Docente de la Universidad de Guayaquil. <https://orcid.org/0000-0003-2085-0953>

Recibido: 24 de junio de 2023. Aceptado: 16 de julio de 2023.

Citar como: Parra CJA, Alarcón LMF, Carrera BIA. Adaptación marginal e interna de copias fabricadas por métodos convencionales, CAD/CAM de fresado y sinterizado por láser. Rev ADM. 2023; 80 (4): 190-196. <https://dx.doi.org/10.35366/112307>



Palabras clave: adaptación marginal dental, corona del diente, CAD-CAM, aleación cromo-cobalto, técnica de colado dental, láseres de estado sólido.

Keywords: dental marginal adaptation, tooth crown, CAD-CAM, cobalt-chrome alloy, dental casting technique, solid state lasers.

INTRODUCCIÓN

Las aleaciones para fundición han sido una parte importante como tratamiento restaurador durante más de un siglo. Las distintas opciones de tratamientos como prótesis fijas, *inlays*, *onlays*, coronas y prótesis parciales removibles o fijas son fabricadas en el laboratorio mediante técnicas de fundición introducida en su momento por Taggart en 1907,¹ inicialmente en aleaciones de oro hasta que su valor aumentó cambiando por otro tipo de metales base como el cromo-níquel y cromo-cobalto como alternativas debido a su alta resistencia mecánica, resistencia a la corrosión, biocompatibilidad y rentabilidad.²

Para fabricar una restauración mediante fundición, el dentista necesita hacer una impresión con la que luego el técnico dental realizará un vaciado en yeso para obtener un modelo en el cual fabricará un patrón en cera para revestir y fundir.³ Los muchos pasos en su producción aumentan el número de variables que pueden causar discrepancias en el producto final.

Existen numerosos sistemas para la fabricación rápida de prótesis parciales fijas incluidos los sistemas de fresado mediante la sustracción de material, utilizando sistemas automatizados como la tecnología CAD/CAM,⁴ pudiendo ser afectado por falta de precisión del escáner y de la fresadora. Las desventajas de este método son los altos costos de las herramientas de fresado.⁵ La sinterización selectiva por láser incorpora un sistema de fabricación aditiva mediante la aplicación de un láser de alta temperatura para sinterizar un polvo de metal para construir cada una de las estructuras de metal solidificado.⁶ Las propiedades mecánicas son similares o mejores que las fabricadas por métodos de fundido o fresado.

El ajuste marginal es uno de los factores clínicos más importantes para el éxito de las prótesis fijas. La literatura propone numerosas líneas de terminación como *chamfer*, filo de cuchillo y hombro biselado, las cuales deben cumplir con requisitos como facilidad de preparación y fácilmente identifiable en la impresión;⁷ una discrepancia marginal excesiva de las coronas aumenta la acumulación de la placa provocando caries, disolución del cemento,⁸ microfiltración y enfermedad periodontal,⁹ causando el fracaso de las restauraciones dentales.¹⁰ El primer paso importante lo dio Holmes en 1989,¹¹ al establecer una

amplia terminología que ayudó en gran parte a entender futuros estudios.

Wettstein F¹² define al gap como el mínimo espacio interno en la distancia perpendicular entre la estructura o cofia y la superficie del diente pilar. Un ajuste interno deficiente puede aumentar el espesor del cemento reduciendo las propiedades mecánicas de las restauraciones. Debido a esto, un excelente ajuste marginal e interno se considera esencial para una restauración dental exitosa.¹³

Para evaluar y comparar el gap marginal e interno se emplea un material indicador de silicona liviana VPS (vinil poliéster silicona) que simula el espacio del cemento. Este método de réplica es ampliamente utilizado y tiene varias ventajas como ser económica y reproducible cuantas veces requiera sin destruir las coronas.^{14,15}

Ha existido un desacuerdo sustancial sobre la estimación del espacio marginal aceptable para las coronas dentales. McLean y von Fraunhofer¹⁶ afirmaron que una discrepancia por debajo de 120 µm es considerado clínicamente aceptable para el éxito¹⁷ a largo plazo de nuestras restauraciones.¹⁸ Por lo tanto, valores superiores a los 200 micrómetros generaría una menor resistencia a la fractura y mayor probabilidad de descementación de restauraciones.¹⁸

Muy pocos estudios han proporcionado una evaluación comparativa de adaptación marginal e interna de cofias metálicas a base de aleaciones de Cr-Co; por lo tanto, como parte de este estudio se fabricaron muestras utilizando tres métodos de fabricación como el sistema de fresado CAD-CAM, técnica aditiva mediante la sinterización selectiva por láser y el método convencional de fundido de cera perdida. Evaluando la adaptación marginal e interna y así poder determinar qué método de fabricación se encuentran dentro del rango de aceptación clínica.¹⁹

El propósito de este estudio *in vitro* fue evaluar la adaptación marginal e interna de tres tipos de cofias metálicas elaboradas por tres métodos de fabricación.

La hipótesis nula fue que no se encontraría diferencia alguna en la adaptación marginal e interna mediante los diferentes métodos de fabricación.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio de tipo experimental, comparativo e *in vitro* se seleccionó un premolar superior de un modelo

de ivorina tipodonto. El diente se preparó para corona completa, con una línea de terminación horizontal tipo *chamfer*, la reducción a nivel axial fue entre 1.2 y 1.5 mm y 2 mm en el área oclusal. Para ser llevado a realizar un escaneo (Shining 3D DSX MIX, China) y poder imprimir una réplica que servirá como modelo maestro en aleación de Cr-Co por técnica de sinterización láser (Concept Laser a GE Additive Company, Germany) (*Figura 1*); una vez obtenido el modelo, éste fue escaneado con el fin de obtener un modelo en 3D y poder diseñar las 30 cofias metálicas en Cr-Co mediante el software (zfx Cad), las cuales se dividieron en tres grupos: el primero que corresponde al grupo cofias fundidas fresadas en disco de cera A ($A = 10$), el segundo grupo cofias fresadas en disco de metal presinterizado B ($B = 10$) y el tercer grupo cofias impresas por sinterización láser C ($C = 10$).

Las cofias metálicas se fabricaron con un espesor de 0.5 mm y un espacio de cemento de 30 mm uniformemente a 0.5 mm del margen. Se almacenó el proyecto con el fin de elaborar las cofias de los tres grupos (*Figura 2*).

Partiendo del archivo (STL) se procedió a fabricar las cofias, fresando un disco en cera (Zfx Wax Accurate

CAD/CAM 98 H 12 mm, Germany), en una fresadora (Zfx InHouse5x wet & dry), obteniendo 10 cofias en cera, las mismas que se colocaron sobre el modelo maestro con el fin de verificar su asentamiento. Posteriormente, se colocó la cofia en el interior de un cilindro, el cual se llenó con revestimiento para coronas y puentes (IPS PressVest Ivoclar Vivadent, Madrid), según instrucciones del fabricante, para luego ingresar el cilindro al horno de precalentamiento (Renfert Magma, USA) a 900 °C, manteniéndolo por 60 minutos para la eliminación de la cera.

Se realizó el fundido del metal en aleación Cr-Co (Supremcastv – American Dent-All); en el cual se colocó el metal en un crisol junto con el cilindro donde se deritió la cera, llevado a una centrífuga de alta velocidad para colado por inducción (BEGO Fornax Dental Casting Machine, Germany), a una temperatura de 1,550 °C, por 30 segundos, ingresando el metal fundido al interior del cilindro en el espacio ocupado por la cera.

Las cofias fueron removidas del cilindro de revestimiento y limpiadas con partículas de 50 µm de óxido de aluminio a una presión de 0.3 MPa.

Figura 1:

Proceso de fabricación del modelo maestro impreso por sinterización láser. **A)** Premolar de ivorina.

B) Premolar de ivorina preparado.

C) Modelo maestro en digital STL. **D)** Modelo maestro impreso por SLM. Elaborado por: autor Jorge Parra Carranza.

Fuente: Laboratorios BADENT.

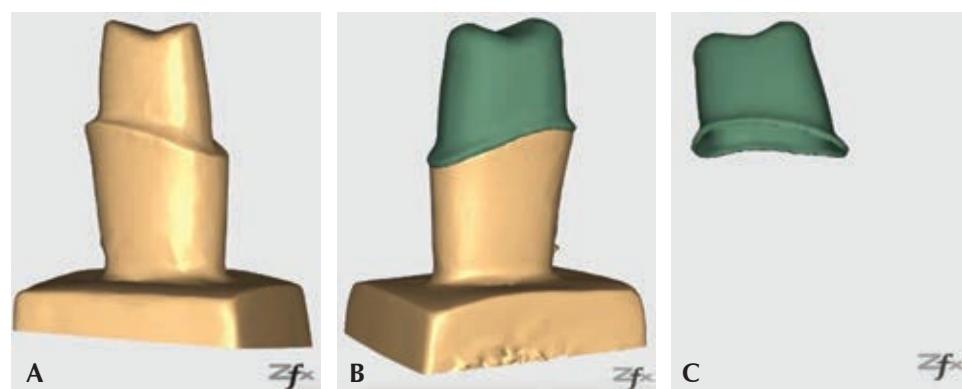
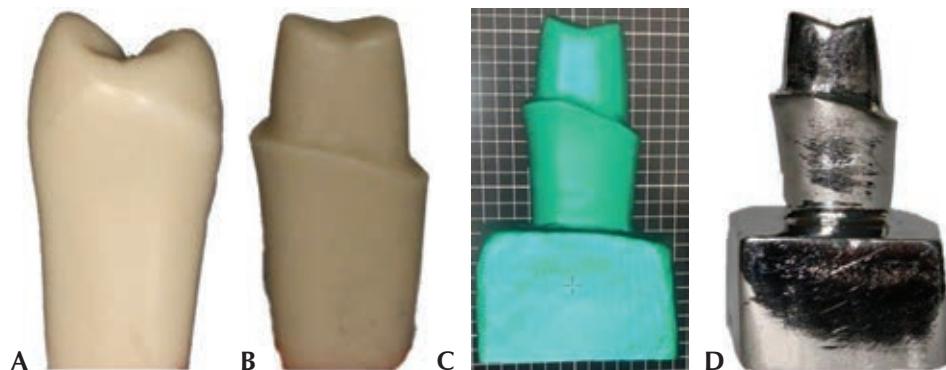


Figura 2:

Diseño de la cofia en archivo STL.

A) Modelo maestro escaneado.

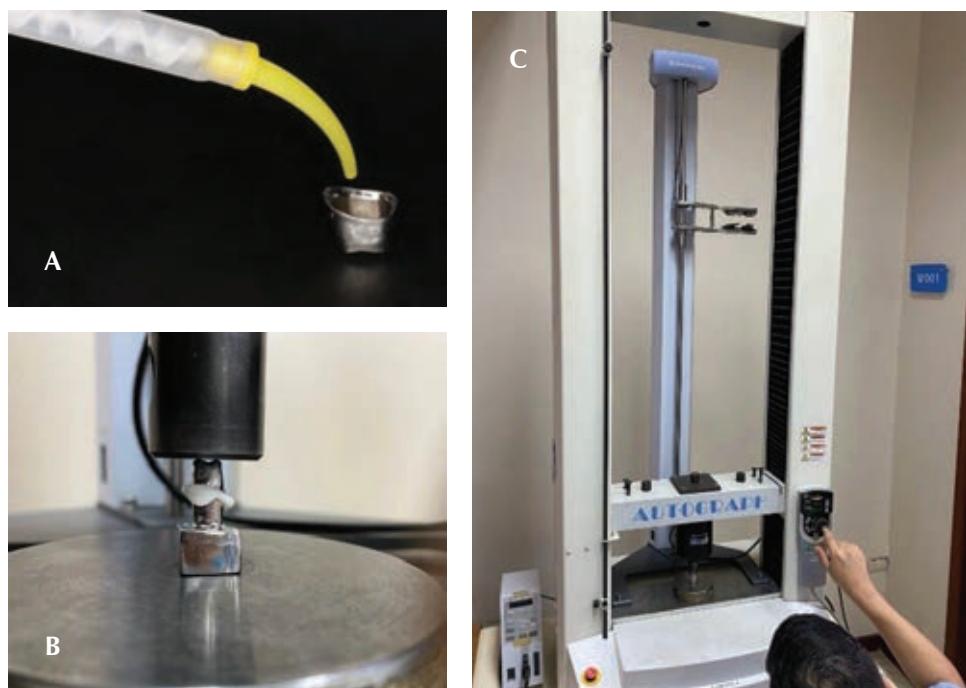
B) Cofia diseñada sobre el modelo. **C)** Diseño de cofia culminado. Elaborado por: autor Jorge Parra Carranza.

Fuente: Laboratorios BADENT.

**Figura 3:**

Cofias metálicas. **A)** Cofia fundida convencionalmente. **B)** Cofia fresada CAD-CAM. **C)** Cofia impresa por sinterización láser. Elaborado por: autor Jorge Parra Carranza.

Fuente: Laboratorios BADENT.

**Figura 4:**

A) Colocación de silicona liviana al interior de la cofia. **B)** Máquina de ensayo universal Shimadzu AG-IS SHIMADZU 10 kN. **C)** Asentamiento de cofia a una compresión axial de 50 N. Elaborado por: autor Jorge Parra Carranza.

Fuente: Laboratorio de Evaluación de Materiales ESPOL.

Para el segundo grupo, se fresaron las cofias en una fresadora (Zfx InHouse5x wet & dry, Germany) directo de un disco de metal presinterizado (Zfx Cromo Cobalto Eco CAD/CAM 98 H 10 mm); seguido de eso, se eliminó los excesos de material para ser ingresadas a un horno de sinterización (Nabertherm, Germany), por un tiempo de cinco horas a una temperatura de 1,450 °C. El fabricante afirma que la cantidad de contracción de la muestra durante la sinterización es del 11%.

Por último, se procedió a fabricar las cofias imprimiéndolas mediante una impresora láser 3D de fusión selectiva por láser (Concept Laser a GE Additive Company M cusing lab Germany), utilizando partículas de aleación Cr-Co de 10 a 40 µm (Dentaurum, Concept

Laser Anlagen Germany), se fabricaron un total de 10 cofias en un tiempo de cinco horas; seguido de eso, se eliminó los excesos de material para ser ingresadas a un horno de sinterización (Nabertherm, Germany), por un tiempo de ocho horas a una temperatura de 1,450 °C, con el fin de que las partículas de Cr-Co presinterizado se compacten, según las instrucciones del fabricante; al finalizar se evaluó su asentamiento y adaptación sobre el modelo (*Figura 3*).

Para medir los espacios marginales e internos se utilizó una técnica llamada réplica de silicona. Para ello, las cofias se llenaron con una silicona blanca de cuerpo ligero (Fit Checker; GC Corp Tokyo, Japan) simulando su asentamiento al modelo maestro bajo una compresión de 50 N

durante cinco minutos hasta que polimerizó la silicona en una máquina de ensayos universal (Universal Electromechanical Test Frames. AG-IS SHIMADZU 10 kN) (*Figura 4*), para simular una cementación. Las cofias de metal se separaron con cuidado y se utilizó una silicona pesada (Exaflex Putty, GC Corporation, Tokyo, Japan) para estabilizar la película de silicona ligera y poder medir con facilidad.

Finalmente, la silicona se cortó con una hoja de afeitar en dirección bucolingual y mesiodistal, y el grosor de cada sección se examinó bajo un estereomicroscopio (Nikon SMZ745T) con un aumento de 30X y un programa de medición digital (ImageJ) para realizar 12 mediciones según categorizados como gap marginal, gap de la pared axial y gap oclusal para cada cofia y compararlos entre los tres métodos de fabricación, utilizando un análisis de varianza de una vía (ANOVA) para determinar si las diferencias en la brecha promedio medida eran estadísticamente significativa para los tres grupos. Para verificar la significación estadística de las diferencias entre cada par de grupos después de la prueba inicial, se realizó la prueba post hoc de diferencia honestamente significativa de Tukey ($a_1/4.05$). Se utilizó el paquete de software IBM SPSS 20 (SPSS Inc.) para todo análisis estadístico.

RESULTADOS

En la estadística descriptiva (*Tabla 1*) se obtuvieron los siguientes resultados:

Grupo A (fundidas): la muestra tiene un promedio de $90.03 \mu\text{m}$.

Grupo B (fresadas): la muestra tiene un promedio de $62.23 \mu\text{m}$.

Grupo C (impresas): la muestra tiene un promedio de $75.33 \mu\text{m}$.

Estadística inferencial: se realizó la prueba de normalidad con la prueba de Shapiro-Wilk en la que se

Tabla 1: Resultados comparativos por grupo y superficie.

Área gap	Fundidas (μm)	Fresadas (μm)	Impresas (μm)	p
Marginal	82.1	39.0	57.9	0.016
Axial	75.0	39.0	56.4	0.022
Oclusal	113.0	108.7	111.7	0.430
Promedio	90.03	62.23	75.33	

Tabla 2: Resultados del test de normalidad (N = 30).

Estadístico	Media ± DE	Estadístico de prueba	Sig. asintótica	p
MV	60.4 ± 26.6	0.1	0.1	
ML	64.7 ± 21.3	0.1	0.2	
MM	56.5 ± 22.2	0.1	0.1	
MD	57.0 ± 25.8	0.1	0.1	
AV	58.9 ± 18.0	0.1	0.2	
AL	59.3 ± 21.0	0.1	0.2	
AM	48.9 ± 19.8	0.2	0.1	
AD	60.1 ± 23.5	0.1	0.2	
OV	109.0 ± 13.6	0.1	0.2	
OL	111.0 ± 12.1	0.1	0.1	
OM	108.9 ± 7.7	0.1	0.2	
OD	115.4 ± 13.9	0.1	0.2	

DE = desviación estándar.

Se evaluaron 12 puntos en cada muestra y se los denominó de la siguiente manera: MV = marginal vestibular. ML = marginal lingual. MM = marginal mesial. MD = marginal distal.

AV = axial vestibular. AL = axial lingual. AM = axial mesial.

AD = axial distal. OV = oclusal vestibular. OL = oclusal lingual. OM = oclusal mesial. OD = oclusal distal.

demostró que las muestras provienen de una población con distribución normal, ya que supera el nivel de significancia del 0.05.

Prueba de normalidad (*Tabla 2*): a continuación, se determinó por medio del análisis ANOVA si las medias son o no estadísticamente iguales; y el test post hoc de Tukey para las comparaciones entre grupos.

Para el criterio final de la prueba ANOVA se determinó la siguiente hipótesis:

Ho: no existe una diferencia significativa en la adaptación marginal e interna correspondientes a las muestras del grupo 1, grupo 2 y grupo $3 \geq 0.05$.

Ha: existe una diferencia significativa < 0.05 en la adaptación marginal e interna correspondientes a las muestras del grupo 1, grupo 2 y grupo 3.

La prueba ANOVA se muestra en la *Tabla 3*. Existe una diferencia significativa entre todos los grupos, para observar entre qué grupos existió diferencia significativa se realizó la prueba post hoc (prueba de Tukey).

A nivel marginal se notaron diferencias entre los tres grupos ($p < 0.05$), al realizar la prueba *post hoc* de Tukey, las diferencias fueron significativas entre cada par comparativo, siendo mejor para el grupo 2. A nivel axial, la diferencia global fue significativa, con el test de Tukey se determinó que la diferencia no era significativa entre los grupos 1 y 2, pero sí diferían con el grupo 3 (coladas). A nivel oclusal no existió diferencia significativa entre los tres grupos.

DISCUSIÓN

El objetivo del estudio fue analizar la adaptación interna y marginal de cofias metálicas confeccionadas por tres técnicas: fresadas, fundidas e impresas todas por sistemas CAD/CAM. Se obtuvo como resultado mayor exactitud por parte del grupo de cofias fresadas en comparación a las cofias fundidas e impresas. Esto rechaza la hipótesis nula y confirma la hipótesis de investigación, obteniendo así las cofias fresadas una mejor adaptación.

Al analizar nuestros resultados se comprobó una discrepancia con el estudio de Ortop y colaboradores²⁰ y sus resultados, informando que el mejor ajuste fue en el grupo de sinterización láser, seguido del fresado en cera y fresado en metal por sistemas CAD/CAM. El mayor desajuste estuvo presente a nivel oclusal en todas las muestras. Además, el pilar utilizado en su estudio tenía forma cilíndrica a diferencia del utilizado en este estudio con una forma anatómica, siendo importante para evaluar la aceptabilidad clínica.

Nesse y colegas²¹ evaluaron el ajuste interno y marginal de tres métodos de fabricación: fundición con-

vencional, fresado y sinterizado por láser. Registraron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste interno y marginal. El grupo de fresado obtuvo mejor ajuste general (95 μm), seguido por la técnica de fundido (116 μm) y la técnica de sinterizado por láser (156 μm); esta última no logró valores clínicamente aceptables para el ajuste interno. Sus resultados concuerdan con los de la presente investigación.

Park y su equipo²² evaluaron los espacios marginales e internos de cofias fabricadas por fresado asistido por CAD/CAM y sinterización láser en comparación con el método de fundición, encontrando la brecha más baja en el grupo de las cofias por fundición (31.3 μm), seguido por el grupo de fresado CAD/CAM (88.9 μm) y sinterizado por láser (103.3 μm), mostrando una diferencia significativa en los valores registrados. Todas las cofias estaban dentro del rango de aceptación clínica (< 120 μm). Sus resultados discrepan de lo registrado en nuestra investigación al colocar al grupo de cofias fundidas por encima de las fresadas con sistemas CAD/CAM.

Se ha mostrado un incremento en el desarrollo de nuevas tecnologías y materiales en odontología digital, así también en el descubrimiento de nuevos métodos que nos ayuden a evaluar el ajuste en nuestras restauraciones metálicas. Por lo tanto, deben surgir nuevos métodos de medición que superen las limitaciones de los mencionados anteriormente. Las limitaciones de este estudio pueden ser que se llevó a cabo en un solo modelo proveniente de un premolar superior artificial de ivorina, no de un ser humano. Las discrepancias o gap fueron medidas extraoralmente en un único mo-

Tabla 3: Resultados comparativos por grupo superficie marginal.

Área gap	Superficie	Fundidas (μm)	Fresadas (μm)	Impresas (μm)	p
Marginal	Mesial	77.6	39.7	52.1	0.020
	Distal	83.4	37.3	50.4	0.013
	Vestibular	86.1	34.5	60.6	0.007
	Lingual	81.1	44.6	68.5	0.012
Axial	Mesial	65.2	36.9	44.5	0.040
	Distal	79.9	36.1	64.4	0.002
	Vestibular	73.6	43.0	60.1	0.026
	Lingual	81.3	39.9	56.7	0.005
Oclusal	Mesial	110.5	106.7	109.5	0.140
	Distal	118.0	109.8	118.3	0.220
	Vestibular	107.0	109.2	110.7	0.820
	Lingual	116.5	109.0	108.3	0.160

delo, pudiendo resultar en la abrasión de la superficie del modelo y problemas relacionados con la estabilidad dimensional, lo que puede influir negativamente en la medición de la brecha o gap.

Para minimizar estos posibles errores, en futuros estudios, debe emplearse una muestra más grande proveniente de pacientes y evaluar el gap intraoralmente.

CONCLUSIONES

Las coñas fresadas de aleación Cr-Co presentaron una mayor adaptación a nivel marginal e interno, seguido del grupo de impresas por sinterización láser y coladas.

El grupo de coñas coladas por métodos convencionales obtuvieron una menor adaptación a nivel marginal e interno en comparación a los grupos de fresada e impresa.

La adaptación a nivel marginal y axial presentó diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos, mientras que a nivel oclusal no hubo diferencias significativas. Sin embargo, todos los grupos de coñas fabricadas por los distintos métodos presentaron valores dentro del límite clínicamente aceptable ($< 120 \mu\text{m}$), convirtiendo así a estos tres métodos de fabricación de coñas como opciones fiables en la elaboración de estructuras metálicas para prótesis fijas.

REFERENCIAS

1. Taggart WH. Apparatus for making molds for the casting of dental fillings and the like. United States: Patent Office; 1907.
2. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009; 18 (2): 188-194.
3. Shillingburg HT Jr. Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th ed. Chicago, IL.: Quintessence; 2012. pp. 131-149.
4. Romeo Rubio M, Vallejo Pintado J, Martínez Vázquez de Parga JA, del Río Highsmith J, López-Quiles Martínez J, Rivero González MA et al. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. *Gaceta dental: Industria y profesiones*. 2010; 216: 124-143.
5. 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; 95 (3): 194-200.
6. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2014; 111 (1): 51-55.
7. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont*. 1993; 6 (1): 25-30.
8. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2000; 84 (5): 492-498.
9. Richter WA, Ueno H. Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent*. 1973; 30 (2): 156-161.
10. Mezzomo E. Rehabilitación oral contemporánea. Latinoamericana AMO, editor. Sao Paulo: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana; 2010.
11. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989; 62 (4): 405-408.
12. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci*. 2008; 116 (3): 272-279.
13. Pegoraro LF. Prótesis fija. São Paulo: Artes Médicas Latinoamérica; 2001.
14. Falk A, Vult von Steyern P, Fransson H, Thorén MM. Reliability of the impression replica technique. *Int J Prosthodont*. 2015; 28 (2): 179-180.
15. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008; 35 (2): 116-122.
16. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971; 131 (3): 107-111.
17. Ishikirama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent*. 1981; 45 (4): 400-404.
18. Dimashkieh MR, Davies EH, von Fraunhofer JA. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. *Br Dent J*. 1974; 137 (7): 281-284.
19. Hembree JH Jr, George TA, Hembree ME. Film thickness of cements beneath complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1978; 39 (5): 533-535.
20. Ortrop A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative *in vitro* study. *Dent Mater*. 2011; 27 (4): 356-363.
21. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Oilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2015; 114 (5): 686-692.
22. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont*. 2015; 7 (2): 122-128.

Conflictos de intereses: los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Aspectos éticos: la presente investigación *in vitro* fue desarrollada en un diente artificial sin comprometer a ningún ser humano.

Financiamiento: financiamiento propio por parte del investigador.

Correspondencia:

Jorge Andrés Parra Carranza

E-mail: jorgeparra528@gmail.com