



Esta obra está bajo
una Licencia Creative Commons
Atribución 4.0 Internacional

Adaptación de cofias Co-Cr fabricadas por colado por inducción y fusión selectiva láser en CAD/CAM con escaneo clínico

Adaptation of Co-Cr copings made by induction casting and selective laser melting in CAD/CAM with clinical scanning.

María Alejandra Spoljaric Muñoz^{1,a,b}, María Daniela Pacheco Cahuas^{1,a,b}, Diana Esmeralda Castillo Andamayo^{1,a,b,c,2,d}, Martín Gilberto Quintana del Solar^{1,a,b,c,3d}

RESUMEN

La técnica de cera perdida colada por centrifugación por inducción (CPCI) y fusión selectiva láser (SLM) en diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM) con escaneo clínico, son técnicas para fabricar cofias de Cobalto-Cromo (Co-Cr), poseen diferentes procesos de elaboración. **Objetivo:** Evaluar in vitro la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación chámfer con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico. **Material y Métodos:** Se confeccionó un modelo maestro de forma de premolar de Co-Cr en CAD/CAM con línea de terminación chamfer. Con un escáner clínico se escaneó el modelo maestro y se obtuvo 13 cofias Co-Cr fabricadas en SLM. Se tomaron impresiones para obtener modelos en yeso tipo IV donde se fabricaron 13 cofias de Co-Cr con técnica CPCI. La adaptación marginal e interna se evaluó usando la técnica de réplica de silicona, las muestras fueron divididas en segmentos: vestíbulo-palatino y mesio-distal y fueron evaluadas mediante estéreo microscopio. **Resultados:** La discrepancia marginal e interna fueron menores para el grupo de CPCI en comparación a la técnica SLM en CAD/CAM con escaneo clínico. Además los resultados obtenidos para la adaptación marginal fueron menores a 120 μm y la adaptación interna menor a 350 μm para ambas técnicas. **Conclusiones:** La adaptación marginal e interna en la técnica CPCI en comparación con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico fueron mejores con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$). Además los resultados obtenidos se encontraban dentro de los parámetros clínicamente aceptables.

PALABRAS CLAVE: Diseño asistido por computador, adaptación, láseres de estado sólido, técnica de colado dental.

SUMMARY

The technique of lost wax cast by induction centrifugation (CPCI) and selective laser fusion (SLM) in design and computer-aided manufacturing (CAD / CAM) with clinical scanning, are techniques for manufacturing cobalt-chromium copings (Co-Cr), have different production processes. **Objective:** To evaluate, in vitro, the marginal and internal adaptation of Co-Cr metal copings made on a chamfer termination line with the CPCI and SLM technique in CAD / CAM with clinical scanning. **Material and Methods:** A master model of Co-Cr premolar shape was made in CAD / CAM with chamfer termination line. With a clinical scanner, the master model was scanned and 13 Co-Cr copings manufactured in SLM were obtained. Impressions were taken to obtain models in type IV plaster where 13 Co-Cr copings with CPCI technique were manufactured. The marginal and internal adaptation was evaluated using the silicone replica technique, the samples were divided into segments: vestibulo-palatal and mesio-distal and were evaluated by stereo microscope. **Results:** The marginal and internal discrepancies were lower for the CPCI group compared to the SLM technique in CAD / CAM with clinical scanning. In addition, the results obtained for the marginal adaptation were less than 120 μm and the internal adaptation less than 350 μm for both techniques. **Conclusions:** The marginal and internal adaptation in the CPCI technique compared to SLM in CAD/CAM with clinical scan were better with statistically significant difference ($p < 0.05$). In addition, the results obtained were within the clinically acceptable parameters.

KEYWORDS: Computer aided design, adaptation, solid state lasers, dental casting technique.

¹ Facultad de Estomatología, Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

² Departamento Académico de Odontología Social, Facultad de Estomatología, Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

³ Departamento Académico de Clínica Estomatológica, Facultad de Estomatología, Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

^a Cirujano Dentista; b Especialista en Rehabilitación Oral; c Magister en Estomatología;

^d Docente.

INTRODUCCIÓN

Para la confección de prótesis fija uno de los pasos más importantes para su fabricación es crear una réplica detallada: la preparación dentaria (1). Existen distintos factores que van a conllevar a un tratamiento exitoso a largo plazo, uno de ellos, es la adaptación marginal que depende de la localización del margen gingival, diseño de la preparación dentaria, tipo de técnica de impresión, técnica de fabricación y materiales utilizados para su fabricación (2). Adaptación marginal se define como “el adecuado ajuste entre la línea de terminación de la preparación dentaria y el margen cervical de la corona” (3). La distancia vertical que existe entre la línea cervical de la preparación dentaria hasta el margen cervical de la corona se define como discrepancia marginal o “gap” marginal (4). La evaluación de la adaptación marginal se puede realizar tomando una medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración dentaria hasta la línea de terminación de la preparación dentaria, es considerado como un criterio clínico importante para la calidad clínica (5-7). McLean y von Fraunhofer indicaron que la restauración puede ser exitosa con una adaptación marginal en un rango de 50 a 120 μm , dichas medidas se encuentran dentro de los parámetros clínicamente aceptables (8). Adaptación interna se define como “el ajuste entre la restauración protésica y la superficie de la preparación dentaria” (3). La distancia perpendicular entre la restauración y la superficie de la preparación dentaria se define como discrepancia interna, esta debe ser uniforme en toda su extensión para así no afectar la retención y resistencia (9). La discrepancia interna se puede medir en 4 zonas: cervical, axial, cuspídea y oclusal (10). No hay un consenso entre autores, pero la mayoría coincide en que la discrepancia interna debe ser uniforme en un rango de 50 a 350 μm (2). Muchos investigadores han acordado que el uso de espaciadores durante la fabricación de cofias de Cobalto-Cromo (Co-Cr) mejora la adaptación de la cofia y puede favorecer la retención, reduce las áreas de tensión por ende da una buena adaptación y retención de la restauración (11).

El espacio para el cemento tiene un papel importante, se ha demostrado que un troquel con un espaciador de 25 μm mejora el asentamiento de la corona y aumenta la retención en un 25%(12). Según Olivera y Saito (11) evaluaron el efecto del espacio para el

cemento en la adaptación y retención de coronas, obtuvieron mejores resultados para adaptación marginal cuando el espaciador cubrió todo excepto el área cervical a menos de 0,5 mm del margen de la preparación. Para poder medir la discrepancia marginal e interna en prótesis fija existen diferentes métodos, uno de ellos es mediante el análisis visual directo, otro método es la técnica de réplica de silicona, donde se evalúa el espesor de la película de cemento y nos permite realizar esta evaluación in vivo (1,7,13,14). Aunque Naert *et al.*(14) indicaron que no existe un método estandarizado para realizar la medida de la adaptación marginal. Otro factor es realizar una adecuada preparación de las paredes y línea de terminación, que debe de seguir principios biomecánicos de las preparaciones dentarias (15). El material empleado para la confección de prótesis fija es otro factor importante, una de las aleaciones utilizadas para la infraestructura de prótesis fija es Co-Cr la cual presenta un rendimiento comparable a otras aleaciones metal base (16,17). En la actualidad existen varias técnicas de impresiones convencionales con diversos materiales, los cuales muestran buena estabilidad dimensional y alta precisión (12,18). La evolución de la tecnología digital ha introducido el uso de escáner clínicos y de laboratorio además de la fabricación de coronas mediante diseño y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM), simplificando la confección de prótesis permitiendo crear imágenes en 3D, digitalizando imágenes de la preparación y fabricando la restauración de manera digital (1,2, 7, 19). Uno de los sistemas digitales es el CEREC AC Omnicam (Dentsplay Sirona Inc, Philadelphia, USA) que funciona mediante el principio de triangulación (19,20). Las técnicas CAD/CAM para la confección de cofias metálicas son aditivas o sustractivas, uno de los sistemas aditivos es la fusión selectiva láser (SLM), la cual minimiza errores que se pueden producir en laboratorio, presenta menor porosidad y por ende crea un material denso de mejor calidad, se obtiene mejor adaptación marginal e interna y alta resistencia a la corrosión (21,22). Xu *et al.* (23) evaluaron la adaptación marginal de cofias metálicas de Co-Cr confeccionadas por técnica de colado por centrifugación por inducción y SLM usando un escáner de laboratorio 3Shape D700 (3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca) y encontraron que el ancho del gap marginal de las cofias coladas eran significativamente mayores (170.19 μm) que las confeccionadas por técnica SLM (102.86

μm), demostrando que las cofias hechas por SLM presentan mejor adaptación marginal. Existen estudios que evalúan y comparan diferentes sistemas de impresión digital versus impresión convencional para la confección de prótesis fijas libres de metal, sin embargo hasta hoy no hay suficientes estudios que evalúen la aplicación de impresiones digitales con escáner clínico para la elaboración de cofias de Co-Cr mediante la técnica SLM comparándola con la técnica de la cera perdida colada por centrifugación por inducción (CPCI). El propósito de este estudio fue evaluar *in vitro* la adaptación marginal e interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas por las técnicas CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico CEREC Omnicam.

MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio fue de tipo experimental *In vitro*. Se diseñó virtualmente un modelo maestro de un premolar superior el cual se realizó mediante el software 3D Autodesk Inventor Professional 2017

en formato STL, la preparación tuvo un ángulo de convergencia de 12 grados, cúspide vestibular de 6mm de alto y cúspide palatina de 5mm de alto desde la línea de terminación hasta la punta de cúspide, tipo de terminación chamfer de 1mm; la curvatura de la línea de terminación proximal fue de 0,8 mm con respecto a vestibular y lingual. Posteriormente se imprimió el diseño en aleación Co-Cr en SLM Mlab Cusing R (Concept Láser, Lichtenfels, Germany) (figura 1(A)) (25). Luego se tomaron las impresiones con silicona de adición fluida y pesada al modelo maestro (13 para la técnica CPCI) (figura 1 (B)). Se realizó el vaciado de modelos en yeso tipo IV (figura 2), obteniendo 13 modelos de yeso para la técnica de CPCI, cada uno de los modelos se delimitó con lápiz rojo la línea de terminación del margen cervical. Se aplicó un sellador de poros o endurecedor de 0 μm die: master dúo (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany), luego se aplicó dos capas de espaciador Pico fit (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) + die: master gold (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany de 20 μm a 1mm por encima de la línea de terminación y por último se aplicó en todo el muñón una capa de

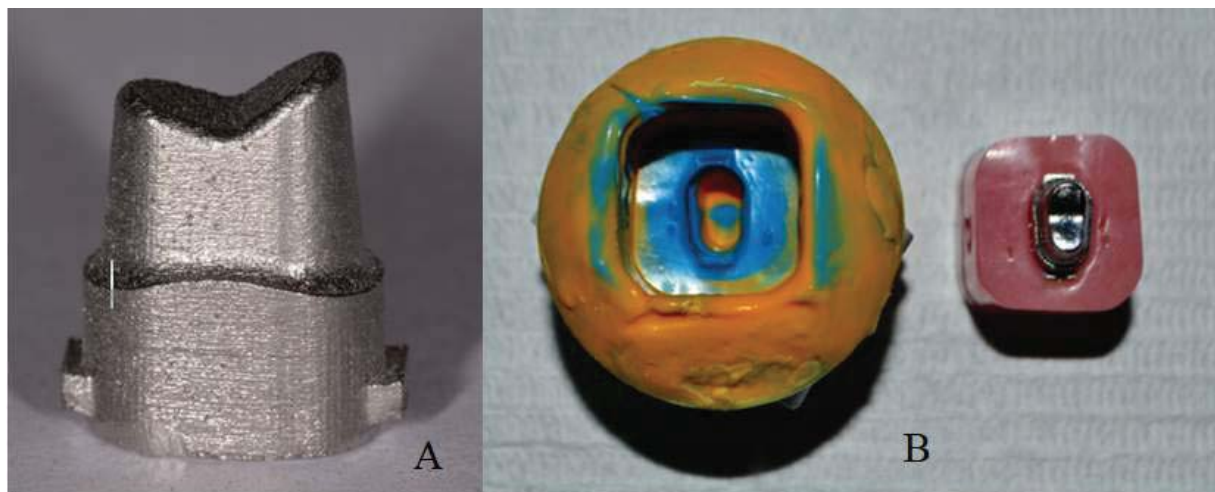


Figura 1. Proceso para la impresión del diseño: A) Modelo maestro ; B) Impresión definitiva.



Figura 2. Modelo de trabajo tras aplicación de mezcla (espaciador pico fit y die: master gold)

aislante para cera basado en silicona Picosep (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) que presenta una micropelícula de 10µm. Se obtuvo finalmente como medidas 10 µm en la zona cervical y 50 µm en la zona interna (axiales y oclusal). Para la confección del patrón de cera, se colocó cera cervical roja StarWax C (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) en todo el muñon, posteriormente se utilizó la técnica de cera perdida por inmersión en el Renfert Hotty (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) y cera GEO-DIP (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania). La cofia inicialmente presentó 0.5mm de espesor en todas sus caras y se agregó cera para modelar crema StarWax D (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) solo a nivel oclusal hasta lograr 1mm de espesor. Para el sellado de la cofia, se retiró el collarín de cera nivel cervical y luego, utilizando el instrumento PKT N°1 se colocó nuevamente cera cervical roja StarWax C (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) en el margen cervical y se eliminaron los excesos. Se colocó un bebedero de 2 mm de diámetro en un ángulo de 45° y una barra difusora de 4 mm de diámetro al patrón de cera ya formado. Se utilizaron un total de 4 crisoles y se fue colocando 4 patrones de cera por crisol. Se enceraron 16 patrones de cera para que luego de ser coladas, se escogieran 13 cofias según los criterios de selección ya que podía presentarse errores de colado en algunas cofias. Cada crisol fue previamente envaselinado para luego ser revestido con yeso refractario y obtener los cilindros de revestimiento. Cada cilindro se colocó en el horno de calentamiento rápido Ney Vulcan® 3-550 (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA) para la eliminación de cera. Para el colado de la aleación Co-

Cr Cromoron Premium C (DG Dental d.o.o, Gornji Grad, Slovenia) se usó la máquina Fornax® T (BEGO GmbH, Bremen, Alemania) de 3600 VA, la cual es una máquina centrífuga para colado con calentamiento por inducción eléctrica de gran potencia y refrigeración integrada. Se dejó enfriar los cilindros a temperatura ambiente y se realizó el desvestido del yeso. Luego se verificó el asentamiento de las cofias de forma visual sobre el modelo maestro, las que no ingresaron fueron desgastadas con una fresa de punta de carburo tungsteno hasta conseguir un asentamiento adecuado. Finalmente se procedió a realizar el recorte de los bebederos, el pulido con cauchos y arenado con polvo de óxido de aluminio blanco de 110 µm (Protechno, Girona, España).

Para la confección de cofias de SLM Se realizó el escaneo del modelo maestro fijado en la maqueta de hemiarcada con dientes de acrílico (figura 3 (A)); se procedió a realizar el escaneo con el escáner clínico CEREC Omnicam (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA), se siguió con las indicaciones y protocolo de escaneo según indicaciones del fabricante. Para el diseño de las cofias metálicas se usó el archivo STL obtenido del escaneo clínico (figura 3 (B y C)), el cual se subió al software 3Shape Dental Designer (3Shape, Copenhagen, Denmark) diseñando las cofias con un grosor de 0,5mm en todas sus caras excepto en oclusal donde fue de 1mm. Se usaron las medidas obtenidas del estudio piloto de 60 µm en la zona cervical y 40 µm en la zona interna (axial y oclusal). Posteriormente, se imprimieron en 3D con la máquina de SLM MLabCusing (Concept

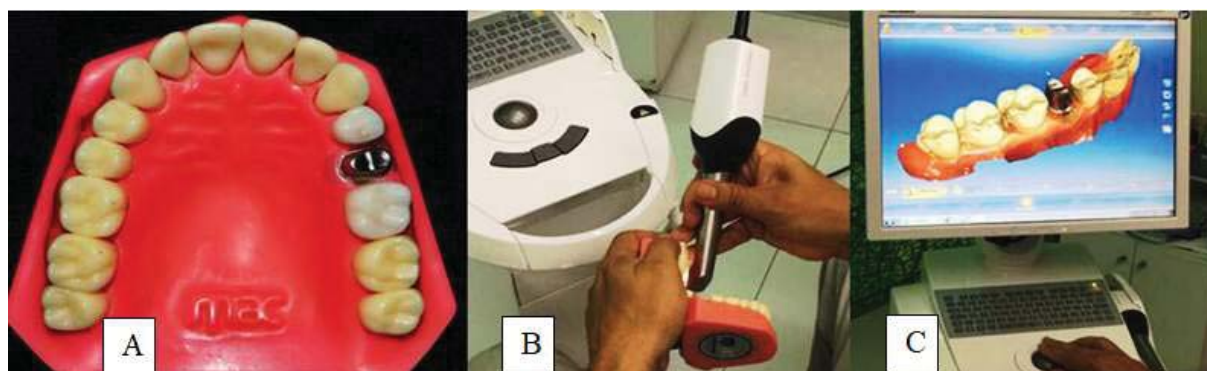


Figura 3. Modelo de trabajo en hemiarcada (A), escanado con escáner clínico CEREC Omnicam (B y C)

Láser, Lichtenfels, Germany), utilizando el polvo de Co-Cr Remanium® star CL (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) de 10 a 30 μm . Se retiraron las cofias y se arenaron en la máquina Basic eco (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) con polvo de óxido de aluminio blanco de 110 μm (Protechno, Girona, España) a 2 bar de presión. Para la evaluación de adaptación marginal e interna se evaluó mediante la técnica de réplica de silicona usando el vinil polieter silicona (VPES) blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan). Se colocó en el interior de la cofia el VPES con la ayuda de una pistola de silicona utilizando una punta mezcladora con un tiempo de trabajo de 1 minuto según indicaciones del fabricante, posteriormente se asentó dicha cofia sobre el modelo maestro y luego se aplicó presión constante a una presión de 50 N por 1 minuto, la máquina de ensayo universal fue Instron CTM-5L (LG Electronics, Seúl, Korea) (figura 4 (A)). Se retiró la cofia del modelo maestro y se inyectó sobre la VPES silicona fluida de adición para simular el muñón obteniendo la réplica de silicona, se realizaron dos cortes en sentido vestíbulo-palatino y mesio-distal. La numeración

“1” correspondió al corte en sentido vestíbulo-palatino donde el punto a1 fue el punto marginal vestibular y f1 fue el punto marginal palatino, b1 y e1 representaron las zonas axiales, c1 y d1 la zona oclusal. La numeración “2” correspondió al corte en sentido mesio-distal donde el punto a2 fue el punto marginal mesial y f2 fue el punto marginal distal, b2 y e2 representaron las zonas axiales, c2 y d2 las zonas oclusales. Se evaluó las discrepancias marginales e internas en un estereomicroscopio Greenough Leica S8 APO (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) a un aumento de 40X con el software Leica Application Suite LAS v3.4 (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) (figura 4(B)), medidos en micrómetros (μm). Se utilizó el programa STATA versión 12 para el análisis univariado y bivariado, donde se evaluaron los supuestos de normalidad con la prueba de Shapiro-Wilk. Se empleó la prueba t de Student para distribución normal y la prueba U Mann-Whitney si no se presentó distribución normal. El presente estudio utilizó **un nivel de confianza al 95%** ($p < 0,05$) y fue aprobado por el Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.

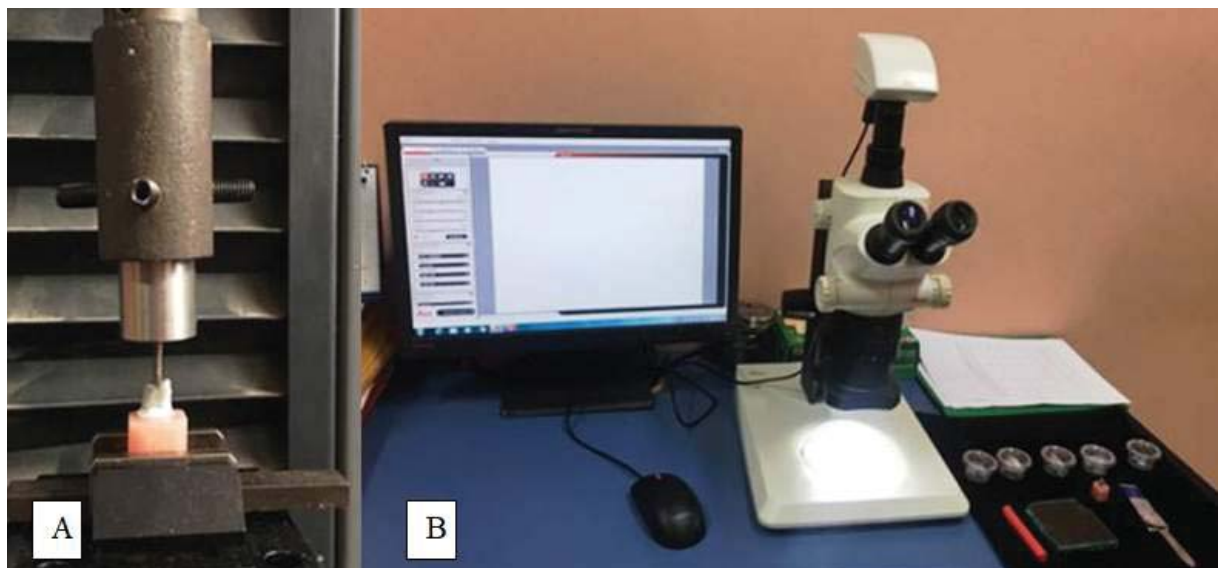


Figura 4. A) Máquina d ensayo Universal Instron; B) Estereomicroscopio.

Tabla 1. Discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con la técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	a1	20.00	38.31	28.01	5.23	0.84218
	f1	23.76	51.73	35.19	8.92	0.29468
Mesio-Distal	a2	18.68	81.47	48.32	18.91	0.99042
	f2	29.00	88.09	61.34	20.02	0.43252
Discrepancia Marginal Total		18.68	88.09	43.21	19.22	0.00021

Prueba Shapiro Wilk (normalidad) Min: mínimo. Max: máximo. DE: desviación estándar

Tabla 2. Discrepancia interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición interno.

Tipo de corte	Zona interna	Punto Interno	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	Axial	b1	19.97	68.49	37.30	12.48	0.1801
		e1	14.42	46.65	31.55	8.97	0.89596
	Oclusal	c1	59.54	161.76	87.23	27.90	0.01677
		d1	45.06	148.14	102.96	30.22	0.78547
Mesio-Distal	Axial	b2	19.46	59.18	42.72	13.31	0.44054
		e2	20.02	65.63	43.16	14.66	0.57824
	Oclusal	c2	70.40	158.86	106.70	28.38	0.38497
		d2	53.60	147.57	105.67	25.57	0.93999
Discrepancia Total Zona Axial			14.42	68.49	38.68	13.06	0.37898
Discrepancia Total Zona Oclusal			45.06	161.76	100.64	28.36	0.32494

Prueba Shapiro Wilk (normalidad) Min: mínimo. Max: máximo. DE: desviación estándar

Tabla 3. Discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	a1	31.43	92.71	67.71	19.75	0.42373
	f1	15.88	116.09	43.35	32.60	0.00137
Mesio-Distal	a2	32.64	81.21	56.54	17.83	0.04123
	f2	23.87	88.34	47.59	17.77	0.12719
Discrepancia Marginal Total		15.88	116.09	53.80	24.08	0.03026

Prueba Shapiro Wilk (normalidad) Min: mínimo. Max: máximo. DE: desviación estándar

Tabla 4. Discrepancia interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición interno.

Tipo de corte	Zona interna	Punto Interno	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	Axial	b1	48.33	117.00	78.52	18.19	0.97758
		e1	38.52	86.85	59.23	16.04	0.15674
	Oclusal	c1	91.71	198.09	128.88	31.06	0.15265
		d1	77.86	199.98	125.61	36.36	0.12801
Mesio-Distal	Axial	b2	25.80	83.16	66.89	17.01	0.04403
		e2	36.01	130.79	100.71	24.20	0.02407
	Oclusal	c2	56.80	171.62	108.84	39.26	0.16936
		d2	58.42	228.24	109.99	46.16	0.07659
Discrepancia Total Zona Axial			25.80	130.79	76.34	24.38	0.63826
Discrepancia Total Zona Oclusal			56.80	228.24	118.33	38.53	0.04989

Prueba Shapiro Wilk (normalidad) Min: mínimo. Max: máximo. DE: desviación estándar

Tabla 5. Comparación de la adaptación marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	CPCI	SLM	Diferencia de medias	valor de p	
Vestíbulo-Palatino	a1	28.00	67.71	-39.70	<0.0001	*
	f1	35.19	43.35	-8.17	0.6629	**
Mesio-Distal	a2	48.32	56.54	-8.22	0.3173	**
	f2	61.34	47.59	13.75	0.0764	*
Discrepancia Marginal Total		43.21	53.8	-10.59	0.0163	**

* Prueba t Student ** Prueba U Mann Whitney significancia p<0.05

Tabla 6. Comparación de la adaptación interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam CEREC, según tipo corte y punto de medición interno.

Tipo de corte	Zona interna	Punto interno	CPCI	SLM	Diferencia de medias	valor de p	
Vestíbulo-Palatino	Axial	b1	37.30	78.52	-41.23	<0.0001	*
		e1	31.55	59.23	-27.68	<0.0001	*
	Oclusal	c1	87.23	128.88	-41.65	0.0014	*
		d1	102.96	125.61	-22.65	0.0969	*
Mesio-Distal	Axial	b2	42.72	66.89	-24.17	0.0011	**
		e2	43.16	100.71	-57.56	0.0001	**
	Oclusal	c2	106.70	108.84	-2.14	0.8749	*
		d2	105.67	109.99	-4.32	0.7702	*
Discrepancia Total Zona Axial			38.68	76.34	-37.66	<0.0001	*
Discrepancia Total Zona Oclusal			100.64	118.33	-17.69	0.0203	**

* Prueba t Student ** Prueba U Mann Whitney significancia p<0.05

RESULTADOS

En la tabla 1 observamos resultados descriptivos de la discrepancia marginal de las cofias obtenidas con la técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición marginal. El promedio de la discrepancia marginal total fue de $43,21 \pm 19,22 \mu\text{m}$, se puede observar que los valores obtenidos de los cortes vestibulo – palatino (a1, f1) presentaron menor adaptación marginal en comparación a los cortes mesio- palatino (a2, f2). Podemos observar que la mayoría de los valores de la adaptación marginal se encuentran por debajo de los $120 \mu\text{m}$ para ambos cortes vestibulo-palatino y mesio-distal. En la tabla 2 observamos resultados descriptivos de la discrepancia interna de las cofias obtenidas con la técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición interno, podemos observar el valor promedio de la discrepancia total zona axial fue de $38,68 \pm 13,06 \mu\text{m}$ y el valor promedio obtenido en la discrepancia total zona oclusal fue de $100,64 \pm 28,36 \mu\text{m}$, se puede observar que en los puntos oclusales (c1,d1,c2,d2) presenta mayor dispersión en comparación a los puntos axiales (b1,e1,b2,e2), la discrepancia axial es menor en comparación a la discrepancia oclusal por ende existe una mejor adaptación interna a nivel axial en comparación al nivel oclusal. En la tabla 3 observamos resultados descriptivos de la discrepancia marginal de las cofias obtenidas con la técnica SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto marginal, se encontró valor promedio de discrepancia marginal total de $53,80 \pm 24,08 \mu\text{m}$, se puede evidenciar que las discrepancias marginales son menores en el punto f1 y f2. En la tabla 4 observamos resultados descriptivos de la discrepancia interna de las cofias obtenidas con la técnica de SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición interno. El promedio de la discrepancia total zona axial fue de $76,34 \pm 24,38 \mu\text{m}$ y la discrepancia total zona oclusal fue de $118,33 \pm 38,53 \mu\text{m}$, según los valores obtenidos se observa que la discrepancia interna axial es menor que la discrepancia interna oclusal. En la tabla 5 se muestra resultados de la comparación de la discrepancia marginal de la técnica CPCI con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam según tipo de corte y punto marginal, podemos observar que la discrepancia marginal total para la técnica de CPCI fue de $43,21 \mu\text{m}$ y para la técnica de SLM fue

de $53,8 \mu\text{m}$ presentando diferencia estadísticamente significativa ($p=0,0163$). En la tabla 6 se muestra resultados de la comparación de la adaptación interna de la técnica CPCI con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam según tipo de corte y puntos de medición interno, El promedio de la discrepancia total zona axial para la técnica CPCI fue de $38,68 \mu\text{m}$ y para la SLM fue de $76,34 \mu\text{m}$ con diferencia estadísticamente significativa ($p<0,0001$). La discrepancia total zona oclusal para la técnica de CPCI fue de $100,64 \mu\text{m}$ y para la SLM fue de $118,33 \mu\text{m}$ con diferencia estadísticamente significativa ($p=0,0203$). Las cofias fabricadas con la técnica de CPCI presentaron mejor adaptación interna en comparación a las cofias fabricadas con la técnica de SLM. Para ambas técnicas la adaptación axial fue menor en comparación a la adaptación oclusal.

DISCUSIÓN

En el presente estudio, al comparar las medidas de adaptación marginal de las cofias realizadas con técnica CPCI y técnica SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, se obtuvieron resultados concluyentes con valores que se encontraron dentro del parámetro aceptable menor a $120 \mu\text{m}$. Siendo la técnica CPCI la que tuvo mejor adaptación marginal, presentando resultados estadísticamente significativos ($p<0,05$). Respecto a los valores de la adaptación interna de ambos grupos, en sentido vestibulo- palatino y mesio- distal tanto en el corte axial como oclusal los resultados fueron concluyentes con valores que se encontraron dentro del parámetro aceptable menor a $350 \mu\text{m}$. Siendo nuevamente la técnica CPCI la que tuvo mejor adaptación interna, presentando resultados estadísticamente significativos ($p<0,05$). En la actualidad existen muchas técnicas para la elaboración de cofias metálicas, sin embargo, los pocos estudios que comparan la técnica CPCI y SLM, tienen resultados aún debatibles con respecto a la superioridad de una con otra. Kim et al., evaluaron la adaptación marginal e interna de cofias Co-Cr fabricadas por técnicas de fabricación sustractiva: cera perdida, bloque de metal blando y por técnica de fabricación aditiva: microestereolitografía y SLM, las diferencias en las brechas marginales y oclusales entre los grupos fueron estadísticamente significativas, las cofias confeccionadas por técnicas

aditiva mostraron la mayor discrepancia marginal y oclusal por encima de lo clínicamente aceptable (26), esto puede deberse a que las técnicas aditivas utilizan fuente de luz y calor para su confección por ello se observa difracción lo cual es un factor de reducción de precisión y posible aumento de deformaciones, siendo la técnica de SLM la más discrepante de todas. Nesse et al., evaluaron la adaptación marginal e interna de cofias de Co-Cr confeccionadas por técnica de colado convencional, fresado y SLM, obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre cada técnica, presentando mejor ajuste marginal e interno la técnica de fresado, seguido de colado convencional y SLM (27). En el estudio de Nesse et al., las cofias no recibieron arenado lo cual pudo afectar la adaptación de las cofias hechas por la técnica de SLM, debido a que esta técnica genera superficies con mayor rugosidad y presencia de perlas de metal, que aún con el arenado es posible que no se puedan eliminar o alisar completamente, esta presencia de rugosidades pudo también afectar la adaptación en el presente estudio (27). Xu et al., evaluaron la adaptación marginal de cofias de Co-Cr confeccionadas por técnica CPCI y SLM usando un escáner de laboratorio 3Shape D700 y obtuvieron que las cofias hechas por SLM presentaron mejor adaptación marginal (23). Este resultado difiere del presente estudio, donde las discrepancias marginales obtenidas con la técnica CPCI fueron menores a las de SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, probablemente a que se usaron dos diferentes técnicas de impresión, una digital hecha con escáner clínico y otra convencional hecha con silicona pesada y fluida, cada una con diferentes materiales, herramientas y procedimientos. Hay pocos estudios que comparan el uso de impresiones digitales usando escaneo clínico con otras técnicas de impresión convencionales para la confección de cofias, uno de ellos es el de Kocaagaoglu et al., donde compararon los efectos de los protocolos de impresión convencional y digital con CEREC Omnicam (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA) y 3Shape Trios (3Shape, Copenhagen, Denmark) en la adaptación marginal e interna de cofias de circonia, se obtuvo que las cofias hechas con ayuda de impresión digital obtuvieron mejor adaptación marginal e interna que las elaboradas a partir de impresión convencional con diferencias estadísticamente significativas (28). En el presente estudio las cofias confeccionadas a partir de impresión convencional mostraron una

mejor adaptación marginal e interna, esto puede deberse probablemente a varios parámetros como la tecnología del escáner, diseño de la cofia y técnica de elaboración que pudieron afectar la adaptación de las cofias hechas por SLM. Castillo et al., evaluaron el efecto de tratamientos quimomecánicos de la superficie interna (arenado con partículas de Al_2O_3 de $125\mu m$ y partículas de Al_2O_3 de $50\mu m$ modificadas con sílice) y externa de cofias metálicas hechas con sinterizado selectivo láser (SLS) y fundidas al vacío, se observaron que luego de confeccionar las cofias de SLS estas tuvieron mayor micro rugosidad (29). Luego de arenar las cofias con Al_2O_3 de $125\mu m$ esta no afectó la micro rugosidad de la superficie de las cofias de SLS, pero provocó micro retenciones, lo que se observó en el estereomicroscopio a nivel oclusal. En el presente estudio también se observó mayor micro rugosidad luego de confeccionar las cofias de SLM, debido a que el proceso de fabricación es muy similar a la de SLS. También se arenó las cofias hechas en CPCI y SLM con Al_2O_3 pero de $110\mu m$ y aparentemente no afectaron la adaptación. Según Anadioti et al., indican que las técnicas CAD/CAM debe de realizarse con precaución, especialmente el escaneado del modelo maestro ya que existe la posibilidad de que cualquier irregularidad fuera compensado por el software en el diseño del modelo 3D (30). Vojdani et al., indica que los sistemas CAD/CAM tienen el potencial de mejorar la precisión al omitir varios métodos de fabricación convencional, se ha introducido algunos pasos adicionales que pueden resultar en imprecisiones que pueden alterar el ajuste de las restauraciones (31). Los sistemas de escaneo tienen la limitación de resolución finita lo que puede dar como resultados problemas de errores positivos (elevaciones virtuales) en bordes y hendiduras especialmente en el sistema CEREC (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA), donde realmente no hay una elevación en la geometría del modelo, esta falsa elevación puede producir un aumento de la discrepancia interna. Se recomienda realizar investigaciones que permitan evaluar la adaptación marginal e interna mediante la utilización de diferentes escáneres intraorales, con diferentes materiales cerámicos o metálicos y con diferentes ángulos de convergencia. Una limitación del estudio fue no haber comparado con otras técnicas de CAD/CAM y no hubo conflicto de interés.

CONCLUSIONES

Al evaluar la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación chámfer con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico, ambas técnicas están dentro de los rangos clínicamente aceptables. La adaptación marginal de las cofias metálicas de Co-Cr fabricadas por la técnica de CPCI fue mejor que las cofias fabricadas en SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam con diferencia estadísticamente significativa. Al comparar la adaptación interna de cofias metálicas de Co-Cr fabricadas por la técnica de CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, la CPCI presentó mejor adaptación con diferencia estadísticamente significativa tanto a nivel axial como oclusal.

Correspondencia:

Maria Alejandra Spoljaric Muñoz

Correo electrónico: maria.spoljaric@upch.pe

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1171-1175.
- Tsirogiannis P, Reissmann D, Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):328-35.
- Flores Y. Evaluación in vitro de las adaptaciones marginal e interna de cofias metálicas de aleación cobalto cromo (Co-Cr) sobre una línea de terminación tipo chamfer, confeccionadas con dos técnicas: cera pérdida colada por centrifugación convencional y el sistema fusión selectiva por láser asistido por computador (CAD/CAM). Tesis para obtener el título profesional de especialista en Rehabilitación Oral. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2017.
- Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):155-62.
- Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(4): 554-559.
- Bernardo A, Marin D, Echevarria A. Adaptacion 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.
- Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(3): 386-91.
- McLean JW, von-Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 1131:107-11.
- Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *J Dent (Shiraz).* 2013;14(3):118-29.
- Zeltner M, Sailer I, Mühlemann S, Özcan M, Hämmerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(3):354-362.
- Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont.* 2006;15(4):243-9.
- Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):184-90.
- Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110 (6):447-454.
- Naert I, Van-der-Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil.* 2005;32(1):51-7.
- Shillingburg H. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Chicago: Quintessence; 1997.
- Rodríguez D, Hoffma O, Rossell R, Silva S. Evaluación de aleaciones usadas en procedimientos restauradores en odontología. *Odous Científica.* 2001;1 :2-12.
- Giraldo O. Metales y aleaciones en Odontología. *Rev Fac Odont Univ Ant.* 2004; 15(2): 53-63
- Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2017; 61(4):779-96.
- Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: A review. *J Prosthodont.* 2015; 24(4): 313-21.
- Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J*

- Craniofac Surg. 2012; 23(6):575-9.
21. 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):51-5.
 22. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012;40(6):453-7.
 23. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(6):1437-40.
 24. Kim D-Y, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2017; 409: 1-9.
 25. Nesse H, Mari D, Myhre M, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with three different techniques. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(5): 686-92.
 26. Kocaagaoglu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2016; 117(1):102-8.
 27. Castillo R, Osorio R, Osorio E, Sánchez F, Toledano M. The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microsc Res Tech.* 2012; 75 (9): 1206-1212.
 30. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, et al. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014;23:610-7.
 31. Vojdani M, Torabi K, Farjood E. Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. 2013; 14(3): 118-129.

Recibido: 20-12-19 Aceptado: 15-04-20
--