



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

# **EVALUACIÓN IN VITRO DE LA ADAPTACIÓN DE COFIAS METÁLICAS FABRICADAS POR TÉCNICA DE CERA PERDIDA COLADA POR CENTRIFUGACIÓN POR INDUCCIÓN Y FUSIÓN SELECTIVA LÁSER EN CAD/CAM**

Tesis para optar el  
Título de Especialista en Rehabilitación Oral.

CD. Sheila Mariela Salvatierra Sevillano  
CD. Karolay Elizabeth Rodriguez Carpio

## **ASESORES:**

Mg. Esp. Martín Gilberto Quintana del Solar.  
Departamento Académico de Clínica Estomatológica

Mg. Esp. Diana Esmeralda Castillo Andamayo  
Departamento Académico de Odontología Social

Lima – Perú

2019

**JURADO EXAMINADOR.**

**Presidente** : Dr. Edinson Díaz Sarabia

**Calificador** : Dr. Hugo Ronquillo Herrera

**Calificador** : Dr. Pablo Chávez Alayo

**FECHA DE SUSTENTACIÓN** : 09 de Abril del 2019

**CALIFICATIVO** : Aprobado con mención honorable

## **DEDICATORIA.**

- A Dios, por darme vida, salud y sabiduría a lo largo del este estudio.
- A mis padres Gladys y Miguel por estar a mi lado en esta etapa de posgrado, por su apoyo y entusiasmo que brindaron para seguir adelante en mis proyectos.
  
- A mis papitos Gabriel y Judith, por el inmenso amor y apoyo que me dan día a día, son el ejemplo más claro de sentirme bendecida por Dios.
- A mi novio Elmer que con una simple palabra, un gesto o una sonrisa cambia mi día, eres mi complemento perfecto.
- A mis hermanitas Angela, Gabriela y Gaileé mis mejores amigas y confidentes, por ustedes todo.
- A mis pequeñitos que representan lo más puro de la vida con tan solo una mirada o un gesto.
- A Fernando, mi hermano y amigo, por tus bendiciones y buenos deseos siempre

## AGRADECIMIENTOS

- A Dios, a mis padres Gladys y Miguel, a mi hermana Lesly y hermano Alan que me dieron las fuerzas y su apoyo incondicional para cumplir mis objetivos.
- Al Dr. Martin Quintana y a la Dra. Diana Castillo por su tiempo, paciencia y ayuda en la presente investigación
- Al Dr. Jossep Gómez Alarco por su apoyo y recomendaciones.
- A mis amigas Karolay, Alejandra y Daniela por su gran trabajo en equipo para lograr nuestros objetivos.

- A Dios, por su gran amor y bendición la cual lo veo reflejada en mis padres, mis hermanas, mi amor, y los caminos que pone en mi vida.
- Al Dr. Martin Quintana y a la Dra. Diana Castillo por todo su apoyo en la ejecución de la presente investigación, y a los maestros por su dedicación y su amistad.
- A mis profesores de especialidad y amigos del postgrado que fueron parte de una maravillosa etapa en mi vida.

## RESUMEN

**Antecedentes:** Existen pocos estudios que comparen la adaptación de cofias de cobalto-cromo (Co-Cr) fabricadas por 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). **Objetivo:** Evaluar in vitro la adaptación marginal e interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer, fabricadas con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM. **Materiales y Métodos:** Se fabricaron 13 cofias de aleación Co-Cr para cada técnica. Se evaluó la adaptación marginal e interna utilizando la técnica de réplica de silicona. Cada réplica fue seccionada en sentido vestibulo-palatino y mesio-distal para luego ser analizadas a nivel cervical, axial y oclusal mediante un estereomicroscopio con aumento de 40X. **Resultados:** La discrepancia marginal de las cofias Co-Cr fabricadas por la técnica CPCI fue de 42.22 $\mu$ m y para la técnica SLM fue 38.1 $\mu$ m sin diferencias significativas ( $p>0.05$ ). La discrepancia axial fue de 42.02 $\mu$ m para las fabricadas por técnica CPCI y de 60.16 $\mu$ m para la técnica de SLM con diferencia significativa ( $p<0.05$ ). La discrepancia oclusal fue significativamente mayor ( $p<0.05$ ) en las cofias confeccionadas por técnica SLM (232.13 $\mu$ m) que en la técnica CPCI (101.94  $\mu$ m). **Conclusión:** La adaptación marginal fue similar en ambas técnicas CPCI y SLM sin diferencias significativas. La adaptación interna fue estadísticamente significativo para la técnica CPCI que para la técnica SLM. En ambas técnicas la discrepancia fue menor en axial que en oclusal. Todos los valores estuvieron en el rango clínicamente aceptado.

**Palabras claves:** Adaptación, Diseño Asistido por Computador, Láseres de Estado Sólido,

## ABSTRACT

**Background:** There are few studies comparing the fit of cobalt-chromium copings (Co-Cr) manufactured by induction centrifugal casting technique and selective laser melting (SLM) in CAD/CAM. **Objective:** The purpose of this study was to evaluate in vitro the marginal and internal fit of Co-Cr alloy unit copings on a chamfer termination line manufactured by induction centrifugal casting technique (CPCI) and selective laser melting (SLM) in CAD/CAM. **Materials and methods:** Thirteen Co-Cr unit copings were made for each technique. Marginal and internal fit were evaluated with the replica technique. Each sample was cross sectioned in the vestibular-palatine and mesio-distal direction, then observed in a stereomicroscope at a 40X magnification and measured at the cervical, axial and occlusal areas. **Results:** The marginal fit of Co-Cr copings fabricated by the CPCI technique was 42.22 $\mu$ m and for the SLM technique was 38.1 $\mu$ m without significant difference ( $p > 0.05$ ). The axial gap was 42.02  $\mu$ m for the CPCI technique and 60.16  $\mu$ m for the SLM technique with significant difference ( $p < 0.05$ ). The occlusal gap was significantly greater ( $p < 0.05$ ) in the SLM technique (232.13  $\mu$ m) than in the CPCI technique (101.94  $\mu$ m). **Conclusion:** The marginal adaptation was similar in both CPCI and SLM techniques without significant differences. The internal adaptation was statistically significant for the CPCI technique than for the SLM technique. In both techniques the discrepancy was lower in axial than in occlusal. All values were in the clinically accepted range.

Keywords: Adaptation, Computer-Aided Design, Lasers Solid-State.

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
<b>Tabla N°1:</b> Discrepancia marginal de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición marginal	25
<b>Tabla N°2:</b> Discrepancia interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición interno	25
<b>Tabla N°3:</b> Discrepancia marginal de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica de SLM en CAD/CAM, según tipo de corte y punto de medición marginal.	26
<b>Tabla N°4:</b> Discrepancia interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica de SLM en CAD/CAM, según tipo de corte y punto de medición interno.	26
<b>Tabla N°5:</b> Comparación de las adaptaciones marginales de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM en CAD/CAM, según tipo de corte y punto de medición marginal.	27
<b>Tabla N°6:</b> Comparación de las adaptaciones internas de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM en CAD/CAM, según tipo corte y punto de medición interno.	27

## **LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS.**

<b>SLM</b>	:	Selective Laser Melting o fusión selectiva por láser.
<b>CPCI</b>	:	Cera perdida colada por centrifugación por inducción.
<b>CAD/CAM</b>	:	Diseño y fabricación asistida por computador
<b>Nd-YAG</b>	:	Granate de aluminio de itrio dopado con neodimio
<b>µm</b>	:	Micrómetros
<b>Cr</b>	:	Cromo.
<b>Ni</b>	:	Níquel.
<b>Be</b>	:	Berilio.
<b>Co</b>	:	Cobalto.
<b>Au</b>	:	Oro
<b>Pt</b>	:	Platino
<b>PVS</b>	:	Polivinilsiloxano
<b>VPES</b>	:	Vinil poliéter silicona
<b>GIREC</b>	:	Grupo de Investigación de Restauraciones Computarizadas.



## ÍNDICE DE CONTENIDOS.

I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. OBJETIVOS. ....	3
III. HIPÓTESIS.....	4
IV. MATERIALES Y MÉTODOS.....	4
V. RESULTADOS.....	12
VI. DISCUSIÓN.....	13
VII. CONCLUSIONES.....	17
VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	17
IX. CONFLICTO DE INTERÉS.....	17
X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	18
ANEXOS .....	21

## **I.INTRODUCCIÓN:**

Existen cuatro criterios principales para el éxito de una restauración como la biocompatibilidad, estética, resistencia a la fractura y la adaptación marginal e interna (1,2). Una pobre adaptación provocaría complicaciones biológicas, mecánicas, periodontales y estéticas. La adaptación marginal se describe como “la exactitud con la que encaja el margen cervical de una restauración indirecta sobre una línea de terminación” (3). Se puede evaluar mediante la discrepancia marginal que es “la distancia perpendicular de la superficie interna de la restauración a la línea de terminación”, autores indican valores entre 100 a 120  $\mu\text{m}$  como clínicamente aceptables para una longevidad clínica (4).

La adaptación interna es la exactitud con la que encaja una restauración sobre la preparación dentaria (5). Se evalúa al medir la discrepancia interna que es la distancia perpendicular desde la superficie interna de la restauración hacia la superficie oclusal o axial de la preparación (6,7). Esta distancia debe ser uniforme y suficiente para proporcionar el espacio adecuado para el agente cementante y facilitar la colocación de la restauración sin afectar la retención y resistencia (8). No existe un acuerdo sobre el valor adecuado de discrepancia interna; sin embargo, en la gran mayoría de estudios los valores oscilan entre 50 a 350  $\mu\text{m}$  (9-13).

Existen diversas líneas de terminación para coronas metalcerámica como por ejemplo chamfer, hombro biselado y bisel de 135°; sin embargo la mayoría de autores considera que la terminación ideal es chámfer (14-16). Botino *et al.*, (17) en el año 2007 hace referencia dentro de su estudio que Hunter y Hunter demostraron que el tipo de línea de terminación cervical afecta la adaptación marginal concluyendo que las terminaciones tipo chámfer tienen los valores más bajos de discrepancia marginal.

El material utilizado antiguamente para las estructuras de coronas metal cerámica fueron las aleaciones nobles. Sin embargo, debido a su alto costo, surgen aleaciones que contienen Ni (Niquel), Cr (Cromo) y Be (Berilio) pero su uso no es recomendado por la toxicidad del Be y

reacciones alérgicas del Ni (18,19). Debido a ello, las aleaciones Cobalto- Cromo (Co-Cr) se han venido utilizando como una alternativa con mayor resistencia a la corrosión, mejores propiedades mecánicas y mayor biocompatibilidad (19).

Para la fabricación de estructuras metálicas se han desarrollado diversas técnicas como la técnica de la cera perdida colada por centrifugación convencional (soplete) o inducción (CPCI). En la técnica CPCI, tras haber realizado un patrón de cera de la cofia, se elimina la cera mediante un horno (20,8). Luego, el metal es fundido por inducción en un crisol calentado por electricidad y es impulsado por centrifugación o presión al vacío hacia el molde a través de un conducto llamado bebedero (20,21). Esta técnica permite un mayor control de la temperatura de fusión, disminuye la oxidación y contaminación del metal comparado con la técnica convencional (21). Thompson *et al.*, (22) menciona en el año 2013 que mediante la técnica CPCI se obtienen restauraciones metálicas con microestructuras de grano fino con mejores propiedades mecánicas y mayor resistencia a la corrosión en comparación con aquellas de microestructura de grano grueso.

Otra técnica de fabricación de cofias metálicas es la fusión selectiva laser (SLM) mediante el diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM). Esta es una técnica aditiva que utiliza escáneres clínicos o de laboratorio para capturar la preparación dentaria y diseñar la estructura por medio de un software en computador y luego mediante la aplicación de un láser de granate de aluminio de itrio dopado con neodimio (Nd-YAG) se fusiona selectivamente un polvo de aleación Co-Cr y se construye capa por capa la estructura metálica en 3D (23,5). Este sistema ofrece ventajas como la obtención de cofias metálicas con propiedades físicas y químicas satisfactorias, disminución en el tiempo de fabricación y costo, reducción de errores humanos, previene distorsiones y defectos inherentes a la técnica de cera perdida para que la adaptación de las estructuras metálicas sea óptima (11,24, 25).

Xu *et al.*, (24) en el año 2014 encontraron que las cofias fabricadas por SLM presentaban menor discrepancia marginal con valores de 102.86  $\mu\text{m}$  por lo que tuvieron mejor adaptación en comparación con aquellas obtenidas por CPCI cuyos valores fueron de 170.19 $\mu\text{m}$  con diferencias estadísticamente significativas. Huang *et al.*, (11) en el año 2015 compararon la adaptación marginal e interna de cofias Co-Cr fabricadas en SLM, cofias de Oro-Platino (Au-Pt) y Co-Cr fabricadas con la técnica de cera perdida coladas por presión al vacío concluyendo que la adaptación marginal de las cofias Co-Cr por SLM y cofias Au-Pt coladas presentaban una adaptación marginal similar y fueron mejores a las cofias Co-Cr coladas. La adaptación interna a nivel axial no fue estadísticamente significativa entre los grupos pero a nivel oclusal la discrepancia fue mayor en las cofias Co-Cr por SLM.

Por todo lo expuesto surge el planteamiento de problema: ¿Cuál de las cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr fabricadas sobre una línea de terminación chamfer, realizadas con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM, presentará mejor adaptación marginal e interna?

Esta investigación presenta justificación teórica y clínica, ya que aportará conocimientos sobre que técnica presenta una mejor adaptación; las ventajas y desventajas, permitiendo al clínico elegir la más adecuada. Además que no existen muchos estudios acerca de aleaciones Co-Cr fabricadas por CPCI y SLM. 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.

## **II. OBJETIVOS**

### **II.1. Objetivo general**

Evaluar in vitro la adaptación marginal e interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM, según

tipo de corte y puntos de medición.

## II.2. Objetivos específicos

- 1.- Determinar la discrepancia marginal de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica CPCI y SLM según tipo de corte y punto de medición marginal.
- 2.- Determinar la discrepancia interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica CPCI y SLM según tipo de corte y punto de medición interno.
- 3.- Comparar las adaptaciones marginales de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM, según tipo de corte y punto de medición marginal.
- 4.- Comparar las adaptaciones internas de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM, según tipo corte y punto de medición interno.

## III. HIPÓTESIS.

Las cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr fabricadas sobre una línea de terminación tipo chamfer mediante la técnica SLM presentan mejor adaptación marginal e interna que las cofias realizadas mediante la técnica CPCI.

## IV. MATERIALES Y MÉTODOS

### IV.1 Diseño del estudio

El presente estudio fue de tipo experimental in vitro y transversal.

### IV.2 Muestra

El tamaño de muestra fue obtenida tomando como referencia el estudio realizado por Xu *et al.*, (24) en el 2014 y se aplicó la fórmula de comparación de medias:

$n = \frac{(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta})^2 * (S_1^2 + S_2^2)}{(X_1 - X_2)^2}$	$n = \frac{(1.96 + 0.842)^2 * ((40.54)^2 + (66.17)^2)}{(102.86 - 170.19)^2} = 10.43 \rightarrow 11 \text{ cofias}$
--	--

Los resultados de la fórmula indicaron que el tamaño mínimo de la muestra fue de 11 cofias metálicas por grupo de trabajo con un intervalo de confianza de 95 % pero se hizo un incremento del 15% (1.65) por si hay problemas con algunas de ellas y no se vea afectado el tamaño mínimo de muestra por lo que se trabajó con 26 cofias: 13 Cofias Co-Cr para la técnica CPCI y 13 Cofias Co-Cr para técnica de SLM en CAD/CAM.

#### **Criterios de selección:**

Impresiones al modelo maestro con silicona de polivinilsiloxano (PVS) que fueron nítidas, sin distorsiones, ni burbujas. Modelos de trabajo sin imperfecciones para la confección de cofias. Cofias Co- Cr unitarias que visualmente presentaron el margen cervical íntegro y continuo en la zona de medición y asentamiento pasivo en el modelo de trabajo. Réplicas de siliconas íntegras y continuas sin presencia de burbujas en la zona de medición.

#### **IV.3 Definición operacional de variables (Anexo 1).**

#### **IV.4 Procedimientos y Técnicas**

**IV.4.1. Capacitación y calibración:** Se realizó una capacitación y calibración de los diversos procedimientos del estudio a cargo del Mg. Esp. Martín Quintana del Solar. Así mismo, se realizó una prueba piloto para evaluar y determinar los materiales y técnicas más adecuadas.

**IV.4.2. Elaboración del modelo maestro:** Se diseñó virtualmente un modelo maestro de un premolar superior en el cual se simuló una preparación dentaria con ángulo de convergencia total de 12°, 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. Se utilizó el software 3D Autodesk Inventor Professional 2017 y los datos se guardaron en formato STL. Posteriormente se imprimió el diseño en aleación Co-Cr en SLM Mlab Cusing R (Concept Láser, Lichtenfels, Germany), de la empresa 3DWORKS. Luego se pulió el modelo maestro con cauchos y trapos de felpa (Jota AG, Rüthi, Switzerland).

Después se formó una base con acrílico de autopolimerización Duracryl® color rosado (New Stetic, Antioquia, Colombia) donde se marcó la cara vestibular (V), palatina (P), mesial (M) y distal(D) (26). (Fig 1A )

**IV.4.3.Impresión con técnica de doble mezcla del modelo maestro y obtención de modelos de trabajo para la técnica CPCI:** Se obtuvo 14 impresiones (13 para la técnica CPCI y 1 para la técnica de SLM). Se realizó la impresión al modelo maestro con la técnica de doble mezcla utilizando dispositivos plásticos rígidos tapón hembra de cloruro de polivinilo clorado (CPVC) para agua caliente Pavco® (Mexichem, Lima, Perú), que simulaban cubetas individuales a las cuales se colocó una capa delgada de adhesivo universal para silicona Tray Adhesive® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy) y se dejó secar por 2 minutos. Posteriormente se dispensó silicona polivinilsiloxano (PVS) pesada Elite HD+ Putty Soft Normal Set® Zhermack Group, Badia Polesine, Italy) en una proporción 1:1 de base y catalizador con las cucharillas dispensadoras, se mezcló por 30 segundos según indicación del fabricante y se colocó dentro de la cubeta de impresión. Al mismo tiempo se inyectó silicona PVS fluida Elite HD+ Ligth Body Normal Set® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy) sobre el modelo maestro hasta cubrirlo totalmente, luego se posicionó la cubeta cargada con silicona pesada sobre el modelo y se esperó el tiempo de fraguado indicado por el fabricante de 5 minutos 30 segundos a 23° C. (5,27). Obtenidas las impresiones se esperó 60 minutos para realizar el vaceado con yeso tipo IV Resin Rock (Whip Mix® Corporation, Kentucky, Estados Unidos) siguiendo una dosificación ideal entre agua/yeso de 20 ml de agua/ 100 g de polvo que se colocaron en una máquina mezcladora al vacío Twister evolution venturi (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) para reducir las burbujas de aire por 45 segundos y obtener una mezcla uniforme e isotrópica con una expansión de 0.08% según datos del fabricante. El tiempo de trabajo fue de 5-7 minutos y fraguado de 10 min. Luego, con vibraciones constantes se vertió la preparación del yeso sobre cada impresión evitando de esta

manera la formación de burbujas en el modelo de trabajo y se esperó el tiempo de fraguado para retirar el modelo de yeso y proceder a recortar los excesos. Para evitar la alteración de los modelos, se almacenaron en recipientes sellados herméticamente. Obtenidos todos los modelos se delimitó con lápiz rojo la línea de terminación del margen cervical (5,27). (Fig 1B)

**IV.4.4. Confección de cofias Co-Cr con técnica CPCI:** Se realizó un total de 13 cofias Co-Cr con técnica CPCI en las instalaciones de la empresa Laboratorio Dental DV. Inicialmente se aplicó a cada uno de los 13 modelos de yeso un sellador de poros o endurecedor die: master dúo (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) el cual presenta según el fabricante un espesor de capa de 0  $\mu\text{m}$ . Luego a 1mm por encima de la línea de terminación se aplicó dos capas de la mezcla de espaciador Pico fit (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) + die: master gold (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) que tiene un espesor de capa de 20  $\mu\text{m}$  y por último se aplicó en todo el muñón una capa de aislante para cera basado en silicona Picosep (Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) que presenta una micropelícula de 10 $\mu\text{m}$ . Se obtuvo finalmente como medidas 10  $\mu\text{m}$  en la zona cervical y 50  $\mu\text{m}$  en la zona interna (axiales y oclusal) (28).

Para la confección del patrón de cera, se colocó cera cervical roja StarWax C (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) en una capa fina con un instrumento de encerado PKT N° 1 a nivel cervical y en todo el muñón. Posteriormente, se utilizó la técnica de cera por inmersión con 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 con el mismo instrumento de encerado se agregó cera para modelar crema StarWax D (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) tanto a nivel oclusal hasta lograr 1mm de espesor como a nivel de cúspides o paredes axiales para compensar zonas delgadas menores a 0.5 mm. El espesor de la cofia se midió con calibrador de cera. Para lograr el sellado de la cofia, se retiró parte de la cera colocada previamente a 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 dejó enfriar y se retiró del modelo (28). Se utilizó ceras en hilo (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) para colocar 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. Luego, se aplicó el Lubrofilm (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) que es un agente para reducir tensión superficial de ceras y siliconas y se esperó 10 segundos para que seque completamente. Cada crisol fue previamente envaselinado para luego ser revestido con yeso refractario Yeti Expansion Plus (Yeti Dental, GmbH, Germany) con una expansión total 3.10% según el fabricante. Después de 20 minutos de fraguado, se retiró los cilindros de yeso refractario de cada crisol y se colocaron en el horno de calentamiento rápido Ney Vulcan® 3-550 (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA), a 350° C hasta llegar a una temperatura final de 950 °C y dejarlo durante 30 min para que se evapore el patrón de cera. Ya evaporado se procedió a colar con aleación Co-Cr Cromoron Premium C (DG Dental d.o.o, Gornji Grad, Slovenia) usando 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; para esto se precalentó el metal en la máquina por 15 segundos en un crisol nuevo y se introdujo el cilindro de yeso refractario. Se configuró la máquina para que aumentara su temperatura hasta 1400°C y pasado 20 seg aproximadamente la aleación cambio de estado sólido a líquido, en ese momento se activó la centrífuga para que la aleación líquida se introdujera dentro del cilindro. Este proceso se repitió para cada cilindro (28). Se dejó enfriar los cilindros por 30 minutos a temperatura ambiente y se realizó el desrevestimiento

del yeso con la ayuda de una pinza de corte que eliminó el yeso dejando descubierto el colado, obtenidas todas las copias se llevaron a una máquina de arenado Basic eco (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) con polvo de óxido de aluminio blanco de 110  $\mu\text{m}$  (Protechno, Girona, España) para eliminar el yeso adherido a la superficie interna del colado. Se verificó el asentamiento de forma visual sobre el modelo maestro, las copias que no ingresaron fueron desgastadas con una fresa de doble punta de carburo tungsteno (Keystone Industries, USA) hasta conseguir un asentamiento adecuado. Finalmente se procedió a cortar los bebederos con motor de alta velocidad DEMCO E96 (Nobilium, New York, USA) usando un disco de corte (Dentorium, New York, USA). Se pulió con discos de caucho (Mizzy Keystone Industries, USA) y finalmente se volvió arenar internamente las copias con una máquina Basic eco (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) con polvo de óxido de aluminio blanco de 110  $\mu\text{m}$  (Protechno, Girona, España) (5,27).

**IV.4.5. Fabricación de copias Co-Cr con técnica SLM en CAD / CAM:** Se realizó un total de 13 copias Co-Cr en las instalaciones de la empresa 3DWORKS. Se utilizó un escáner de laboratorio para modelos de alta precisión 3Shape D2000 (3Shape, Copenhagen, Denmark) para escanear un modelo de yeso y obtener un modelo virtual en 3D para diseñar las copias utilizando el software 3Shape Dental Designer (3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) 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 $\mu\text{m}$  en la zona cervical y 70  $\mu\text{m}$  en la zona interna (axial y oclusal). Posteriormente, se imprimieron en 3D con la máquina de SLM MLabCusing (Concept Láser, Lichtenfels, Germany), el cual posee un láser de fibra de Nd-YAG de alta potencia tecnología LaserCUSING® en una atmósfera de Nitrógeno, utilizando el polvo de Co-Cr Remanium® star CL (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) de 10 a 30  $\mu\text{m}$ . Se retiraron las copias y se arenaron en la máquina Basic eco (Renfert GmbH, Hilzingen,

Alemania) con polvo de óxido de aluminio blanco de 110  $\mu\text{m}$  (Protechno, Girona, España) a 2 bar de presión (26).

**IV.4.6. Evaluación de la Adaptación Marginal e Interna:** Se evaluó de manera visual que las 26 cofias no roten y presenten asentamiento pasivo en el modelo maestro y aquellas que cumplían estas características podrían ser evaluadas con la técnica de la réplica de la silicona. El material empleado fue el vinil polieter silicona (VPES) blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) en presentación cartucho. Primero se aisló toda la superficie del modelo maestro con una ligera capa de vaselina de consistencia líquida (Vaselina Pura Maribel, Lima, Perú) como lubricación para el retiro de la cofia metálica después de ser asentada con el VPES. Se colocó en el interior de la cofia el VPES blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) 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 la cofia sobre el modelo maestro a presión constante de 50 N por 1 minuto que es el tiempo de fraguado según indicaciones del fabricante a 23 °C. Para ejercer presión se usó una máquina de ensayos universal Instron CTM-5L (LG Electronics, Seúl, Korea), entre los tipos de punta de la máquina se escogió el de forma recta por ser el más indicado para ejercer presión en la parte media de las cofias. La máquina realizó presión constante y uniforme para evitar errores en el estudio. Luego se retiró la presión y se removió la cofia del modelo maestro con cuidado para mantener intacta la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan). Luego de ello se inyectó dentro de la cofia la silicona VPS Elite HD+ Ligth Body Normal Set® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy), se esperó el tiempo de fraguado indicado por el fabricante de 5 minutos 30 segundos a 23° C para remover la réplica del interior de la cofia (Fig 2). Luego de 24 horas, ésta fue cortada con un bisturí N°11 en sentido vestíbulo-palatino y así se obtuvo dos fragmentos, uno mesial y otro distal, el fragmento que se escogió para ser

medido fue el mesial, luego se seccionó en sentido mesio-distal y el fragmento elegido para analizarlo fue el fragmento palatino (Fig 3). Este procedimiento se repitió para las 26 réplicas de silicona. Se utilizó 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) para analizar los fragmentos y medir en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) el espesor de la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) a nivel de la zona cervical, axial y oclusal. La medida del espesor se realizó en dos puntos marginales y cuatro puntos internos tanto en el corte vestíbulo-palatino como en el mesio-distal, haciendo un total de 12 puntos de medición por cofia metálica (Fig 4). Se elaboró una ficha de recolección de datos y se anotó en micrómetros los valores de adaptación marginal e interna registrados en cada una de las réplicas de silicona VPES de cada sistema de fabricación. Fueron doce medidas por muestra, seis de ellas en sentido vestíbulo – palatino y seis medidas en sentido mesio-distal (26) (Anexo 2).

#### **IV.5 Aspectos éticos del estudio.**

Se realizó el estudio luego de recibir la aprobación del Comité Institucional de Ética (CIE) de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH) y de la Unidad Integrada de Gestión de Investigación, Ciencia y Tecnología (UIGICT) de las Facultades de Medicina, de Estomatología y de Enfermería. Se hizo la inscripción en el SIDISI (Sistema Descentralizado de Información y Seguimiento a la Investigación). Se presentó el certificado del curso de Conducta Responsable en Investigación, emitido por el Centro Andino de Investigación y Entrenamiento en Informática para la Salud Global. Se presentó la carta de aprobación para el uso del estereomicroscopio del laboratorio de Patología y Medicina oral de la Facultad de Estomatología (FAEST) de la UPCH. Se presentó el certificado por el uso del equipo Instron de la empresa High Technology Laboratory (HTL). El presente estudio se realizó a través del Grupo de Investigación de Restauraciones Computarizadas (GIREC) del área de

Rehabilitación Oral del Postgrado de Estomatología de UPCH asesorados por el Mg. Esp. Martín Quintana del Solar y la Mg. Esp. Diana Castillo Andamayo.

#### **IV.6 Plan de análisis.**

Se realizó una base de datos en Microsoft Excel 2013 con toda la información recolectada y luego fue exportada al programa STATA versión 12 para la evaluación de los supuestos de normalidad con la prueba de Shapiro Wilk, con el análisis univariado se obtuvo las medidas de tendencia central (media y desviación estándar) y en el análisis bivariado se evaluó la relación entre variables. Si tuvieron distribución normal, se utilizó la prueba t de Student; y si no tuvieron distribución normal, la prueba de U-Mann Whitney,

#### **V. Resultados**

En la Tabla N°1 se observa los resultados descriptivos de la discrepancia marginal de cofias metálicas Co-Cr confeccionadas con la técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición marginal. El promedio de discrepancia marginal total fue de  $42.22 \pm 19.46 \mu\text{m}$ .

En la Tabla N°2 se observa los resultados descriptivos de la discrepancia interna de cofias metálicas fabricadas con técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición interno. Se obtuvo que el promedio de discrepancia interna axial fue de  $42.03 \pm 12.36 \mu\text{m}$  y de discrepancia oclusal fue de  $101.94 \pm 25.61 \mu\text{m}$  en ambos cortes. Además, la discrepancia axial es menor a la discrepancia oclusal, por lo tanto, existe una mejor adaptación a nivel axial que a nivel oclusal.

En la Tabla N°3 se muestran los resultados descriptivos de la discrepancia marginal de cofias metálicas confeccionadas con la técnica de SLM, según el tipo de corte y punto marginal. El promedio de discrepancia marginal total fue de  $38.10 \pm 10.26 \mu\text{m}$ .

En la Tabla N°4 se puede apreciar los resultados descriptivos de discrepancia interna de cofias metálicas fabricadas con la técnica de SLM, según tipo de corte y punto de medición interno. El promedio de discrepancia interna axial fue  $60.16 \pm 14.61 \mu\text{m}$  y de discrepancia oclusal fue de

232.13±29.83µm, se puede observar que los puntos oclusales tienen una dispersión más amplia que los puntos axiales. Además, la discrepancia axial es menor a la discrepancia oclusal, por lo tanto, existe una mejor adaptación a nivel axial que a nivel oclusal.

En la Tabla N°5 se comparó las adaptaciones marginales entre las dos técnicas según tipo de corte y punto de medición marginal y se pudo evidenciar que solo en el corte mesio distal en el punto F2 se obtuvieron valores promedio de 59.82 µm para las cofias realizadas con técnica CPCI y de 40.48 µm para la técnica de SLM presentando diferencias estadísticamente significativas (p=0.003). Para los demás puntos de medición no existieron diferencias significativas. La discrepancia marginal total para las cofias fabricadas por la técnica de SLM fue de 38.1µm y para las fabricadas con técnica CPCI fue 42.22 µm, sin embargo estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (p=0.7998).

En la tabla N° 6 se comparó la adaptación interna de las cofias metálicas fabricadas con la técnica CPCI y SLM. Las cofias por técnica CPCI tuvieron mejor adaptación interna en comparación a las fabricadas por técnica SML con diferencias significativas (p<0.0001). El promedio de discrepancia axial en las cofias por CPCI fue de 42.02 µm y por técnica de SLM fue 60.16 µm (p<0.0001). La discrepancia oclusal para las cofias confeccionadas por técnica CPCI fue de 101.94 µm y para las de SLM fue de 232.13 µm (p<0.0001). En general, en ambas técnicas la discrepancia axial fue menores a los de discrepancia oclusal.

## **VI.-DISCUSIÓN**

Los resultados mostraron que la adaptación marginal de las cofias confeccionadas por la técnica de SLM (38.1µm) fueron similares a las cofias fabricadas por técnica CPCI (42.22 µm) sin presentar diferencias significativas. Los valores se situaron por debajo de 120 µm considerado el límite clínicamente aceptable (4). En cuanto a la adaptación interna, las cofias confeccionadas por la técnica CPCI tuvieron mejor adaptación interna con una discrepancia axial de 42.02 µm y oclusal de 101.94 µm a diferencia de las cofias por técnica de SLM que

tuvieron valores de discrepancia axial de 60.16  $\mu\text{m}$  y oclusal de 232.13  $\mu\text{m}$  presentando diferencias significativas. Además, en ambas técnicas los valores de discrepancia fueron mayores a nivel oclusal que a nivel axial. Sin embargo todos se ubicaron en el rango encontrado por diversos autores que van desde 50 a 350 (8,11-13). En general, los resultados no fueron concluyentes para determinar que una técnica es mejor que otra por lo que la hipótesis planteada no puede ser aceptada.

En relación a otros estudios Xu *et al.*, (24) en el 2014 encontraron que las cofias de Co-Cr fabricadas por técnica SLM presentaban menor discrepancia marginal de 102.86  $\mu\text{m}$  en comparación a la técnica de CPCI de 170.19  $\mu\text{m}$  presentado una diferencia significativa. Huang *et al.*, (11) en el año 2015 concluyeron que las cofias de Co-Cr fabricadas por técnica SLM presentaban mejor adaptación marginal (75.6  $\mu\text{m}$ ) que las de técnica CPCI (91  $\mu\text{m}$ ) con diferencia significativa y en cuanto a la discrepancia interna a nivel axial no hubo diferencia, pero a nivel oclusal fue mayor en las cofias de Co-Cr fabricadas por técnica SLM (309.8  $\mu\text{m}$ ).

Como se puede observar con los datos de otros estudios y los encontrados en esta investigación, entre las dos técnicas existen diferentes valores de discrepancias. Si bien las cofias metálicas fabricadas por técnica SLM tuvieron una mejor adaptación marginal que las confeccionadas por técnica CPCI, la diferencia no fue significativa y los valores encontrados estuvieron dentro de los límites clínicamente aceptables. La técnica CPCI permite un mayor control de la temperatura de fusión, disminuye la oxidación y contaminación del metal comparado con la técnica de colado convencional por lo que se puede obtener restauraciones metálicas con microestructuras de grano fino las cuales se caracterizan principalmente por sus mejores propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión (21,22). Requena (28) en el 2018 evaluó la adaptación de cofias metálicas Co-Cr confeccionadas mediante dos técnicas de cera perdida colada por centrifugación: convencional y CPCI donde no encontró diferencias

significativas. En la técnica CPCI, la discrepancia marginal fue de 77.27  $\mu\text{m}$ , la discrepancia axial de 47.42  $\mu\text{m}$  y discrepancia oclusal de 159.05  $\mu\text{m}$ . Xu *et al.*, (24) mencionan que la adaptación marginal puede verse comprometida por factores propios de la técnica de colado como la contracción de la polimerización de la silicona de adición que fue de 0.05%, grado de expansión tanto del yeso tipo IV 0.08% como del yeso refractario que fue de 3.10% y la deformación del patrón de cera; mientras que en el proceso de fabricación automática de la técnica SLM estos errores puede prevenirse y crear restauraciones más precisas para uso clínico. Otro factor que pudo haber influido es que en este estudio se utilizó un modelo maestro realizado mediante un diseño digital 3D e impreso en SLM con factores controlados de paralelismo de paredes y ángulo de convergencia total de 12°, mientras que otros estudios fueron elaborados por un proceso manual de tallado de un troquel de acero inoxidable o sobre dientes naturales con ángulos de convergencia de 5° como los estudios de Xu *et al.*, (24) y Huang *et al.*, (11). Chang *et al.*, (29) indicaron que ángulos de convergencia menores simplemente pueden no adaptarse y dar lugar a una mayor variación en la discrepancia marginal

En cuanto a la adaptación interna, las cofias confeccionadas por la técnica CPCI tuvieron mejor adaptación interna al compararlas con la técnica de SLM con diferencias significativas. Se cree que pudo deberse a los diferentes espacios para el cemento que se le dio a los grupos, siendo para las cofias de técnica CPCI a nivel marginal de 10  $\mu\text{m}$  e interno de 50  $\mu\text{m}$  y para la técnica de SLM 60  $\mu\text{m}$  marginal y 70  $\mu\text{m}$  interno. Así mismo, Park *et al.*, (30) mencionan que el aumento de la discrepancia interna puede deberse a errores propios de la fabricación automatizada como la entrada de información y la precisión de su procesamiento.

Además, los valores de discrepancia oclusal fueron mayores en ambas técnicas sobre todo en las cofias de SLM. Este comportamiento se puede observar en otros estudios como los de



Huang *et al.*, (11), Flores (5), Requena (28). Huang *et al.*, (11) menciona que la mayor discrepancia oclusal de la técnica SLM comparadas con las otras técnicas de su estudio pudo deberse a que las partículas de polvo pudieron quedar en la parte interna de la cofia interfiriendo en un buen asentamiento sobre el modelo (13). Kamegawa *et al.*, (31) indicaron que estas diferencias pueden deberse a los escáneres usados en CAD/CAM ya que los modelos de yeso tiene una forma compleja con diversidad de ángulos y se requiere un escáner óptico que sea capaz de hacer varias lecturas en diferentes direcciones para minimizar la mayor cantidad de áreas ciegas por lo que no proporciona una precisión adecuada para fosas y fisuras.

Para la evaluación de la adaptación de las cofias se utilizó la técnica de réplica de silicona ya que por su precisión y confiabilidad se ha utilizado en varios estudios (5,11,24,26-28). Se escogió esta técnica por ser un método simple, no invasivo con respecto a las muestras y al modelo maestro. Se realizaron un total de 12 mediciones por cofia como en otros estudios (5,28), otros autores como Groten *et al.*, (32) indican que para evaluar la adaptación de una restauración unitaria se debe medir las discrepancias como mínimo en 50 puntos.

Los resultados presentan relevancia clínica, ya que el odontólogo podrá elegir que técnica de fabricación utilizar dado que ambas presentan valores dentro del rango clínico aceptable. La elección y el éxito dependerán de factores como tiempo, costo, comunicación con el técnico dental y una adecuada técnica de fabricación.

Se sugiere realizar estudios clínicos a largo plazo que evalúen la adaptación de cofias de diferentes materiales y sistemas de fabricación, así como el éxito después de la aplicación de la porcelana.

## **VII. CONCLUSIONES**

- 1.- Las cofias metálicas unitarias de aleación de Co-Cr confeccionadas con la técnica CPCI y SLM en la evaluación de la discrepancia marginal se encontraron dentro de los parámetros clínicamente aceptados de hasta 120  $\mu\text{m}$ .
- 2.- Las cofias metálicas unitarias de aleación de Co-Cr confeccionadas con la técnica CPCI y SLM a la evaluación de la discrepancia interna mostraron valores dentro de los parámetros aceptables entre 50 a 350  $\mu\text{m}$ . La discrepancia axial fue menor que la discrepancia oclusal.
- 3.- Al comparar la adaptación marginal de cofias metálicas de Co-Cr fabricada por técnica de CPCI y SLM no hubo una diferencia estadísticamente significativa, a pesar que los valores de discrepancia marginal de las cofias de SLM fueron menores que en la técnica CPCI.
- 4.- Al comparar la adaptación interna de cofias metálicas de Co-Cr fabricadas por técnica de CPCI y SLM existió una diferencia estadísticamente significativa tanto a nivel axial como oclusal. Los valores de discrepancia interna fueron menores con la técnica CPCI en comparación a la técnica de SLM.

## **VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

Las limitaciones de este estudio fueron variaciones propias de cada técnica de fabricación principalmente en la técnica CPCI por ser artesanal, sin embargo se siguió paso a paso los procedimientos durante la ejecución de la investigación.

**IX. CONFLICTO DE INTERÉS:** No hubo conflicto de interés con los autores de la línea de investigación GIREC.

## **X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J*. 2017 Jul;36 (4):387-93.
2. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreira A, Pradíes G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*. 2016 Dec;20 (9):2403-2410.
3. Romeo RM. Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD-CAM e inyectado [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2010.
4. 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 Sep;118(3):386-91.
5. Flores Y. Evaluación in vitro de las adaptaciones marginal e interna de copias 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: UPCH; 2017.
6. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):405-8.
7. 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 Mar;117(3):354-62.
8. 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 Sep;14(3):118-29.
9. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng J, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):184-90.
10. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc*. 1978 Mar; 96: 432-7.

11. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2015 Jun;113(6):623-7.
12. Örtorp A, Jönsson 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 Apr;27(4):356-63.
13. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent.* 2015 Nov;114(5):686-92.
14. Shillimburg H. *Fundamentos esenciales en prótesis fija.* 3a ed. Barcelona: Quintessence; 2006.
15. Pegoraro LF. *Prótesis Fija.* 1ed.Sao Paulo: Artes Médicas; 2001.
16. Chatterjee U. Margin designs for esthetic restoration: An overview. *J Adv Oral Research.* 2012 April; 3(1): 7-12.
17. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int.* 2007 Jul-Aug; 38(7):425- 32.
18. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009 Feb;18(2):188-94.
19. Kocağaoğlu H, Kılınç Hİ, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent.* 2016 Sep;116(3):368-74.
20. Abad J, Castro O, Mayken S, Torres E. Comparación de la adaptación marginal de cofias elaboradas en cuatro tipos de máquinas de colado. *Rev Odontol.* 2014 Oct;43:6-15.
21. Gómez-Cogolludo P, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Suárez-García MJ. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent.* 2013 Sep;41(9):826-31.
22. Thompson GA, Luo Q, Hefti A. Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/ vacuum-pressure casting procedures. *J Prosthet Dent.* 2013 Dec;110(6):471-80.
23. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: A review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont.* 2015 Jun;24(4):303-12.

24. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014 Dec;112(6):1437-40.
25. Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5):656-61.
26. Gómez J. Evaluación in vitro de la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser en función del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento. [Tesis para obtener el título profesional de Magister en Rehabilitación Oral]. Lima: UPCH; 2018.
27. Zelada C. Comparación in vitro de las adaptaciones marginal e interna en cofias metálicas unitarias de aleación cobalto cromo (Co-Cr) realizadas sobre dos líneas de terminación: tipo chámfer y tipo bisel, fabricadas con las técnicas de la cera perdida colado por centrifugado convencional y de fusión selectiva por láser, diseño asistido por computadora/manufactura asistida por computadora (CAD/CAM) [Tesis para obtener el título profesional de especialista en Rehabilitación Oral]. Lima: UPCH; 2017.
28. Requena S. Evaluación in vitro de la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de aleación cobalto cromo (Co-Cr) sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con dos técnicas de cera perdida coladas por centrifugación: convencional y por inducción. [Tesis para obtener el título profesional de especialista en Rehabilitación Oral]. Lima: UPCH; 2018.
29. Chan DC, Wilson AH Jr, Barbe P, Cronin RJ Jr, Chung C, Chung K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. *J Oral Rehabil.* 2005 Jan;32(1):58-64.
30. 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. *Adv Prosthodont.* 2015 Apr;7(2):122-8.
31. Kamegawa M, Nakamura M, Tsutsumi S. 3D morphological measurements of dental casts with occlusal relationship using microfocus x-ray. *CT Dent mater J.* 2008 Apr;27(4):549-54.
32. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000 Jan;83(1):40-9.

**ANEXO 1: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.**

VARIABLE	DIMENSIÓN	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	INDICADOR	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES O CATEGORIAS
Adaptación marginal (variable dependiente)	-----	Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre el margen cervical de una preparación.	Discrepancia a nivel de la zona cervical entre la superficie de la preparación en el modelo y la superficie interna de la cofia metálica.	Cuantitativa	Espesor en la zona cervical de la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance entre la preparación y la cofia metálica.	Razón	Micrómetros (um)
Adaptación interna (variable dependiente)	-----	Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre una preparación a nivel axial y oclusal.	Discrepancia a nivel de la zona axial y oclusal entre la superficie de la preparación en el modelo y la superficie interna de la cofia metálica.	Cuantitativa	Espesor en la zona axial y oclusal de la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance entre la preparación y la cofia metálica.	Razón	Micrómetros (um)
Técnicas de fabricación de cofias (variable independiente)	-----	Son procesos que transforman materiales modificando su forma y características según un diseño.	Son métodos variados que permiten la elaboración de cofias en Co- Cr las cuales pueden realizarse mediante procedimientos convencionales o mecanizados	Cualitativa	Técnica de reemplazo de un patrón de cera por metal fundido y colado por inducción  Técnica de adición de polvo de Co-Cr	Nominal dicotómica	Técnica de la cera perdida colada por centrifugación por inducción  Técnica SLM en CAD/CAM usando un escáner de laboratorio

					fusionado mediante un láser de Nd-YAG.		
Zona de Medición (covariable)	Tipo de corte	Sección de la réplica de silicona según la dirección del corte.	Vestíbulo-palatino: Sección de la réplica de silicona de vestibular a palatino.  Mesio-distal: Sección de la réplica de silicona de mesial a distal.	Cualitativa	Sección de la réplica de silicona en forma de cruz. Dividiéndola en 4 partes iguales.	Nominal politómica.	Vestíbulo-palatino.  Mesio-distal.
	Punto de medición marginal	Distancia en la zona cervical del punto marginal de la réplica de silicona.	Punto marginal más extremo de la zona cervical de la línea de terminación.	Cuantitativa	Espesor de película de la silicona VPES Fit Checker <sup>TM</sup> Advance en puntos marginales, medidos de forma perpendicular.	Razón	Puntos marginales (a, f).
	Punto de medición interna	Distancia en la zona axial y oclusal de los puntos internos de la réplica de	Punto interno de la zona axial: Mitad de la cara axial en sentido vestibulo-palatino y mesio-		Espesor de película de la silicona VPES Fit Checker <sup>TM</sup> Advance en		Puntos internos (b,c,d,e)

		silicona.	distal.  Punto interno de la zona oclusal: Mitad de vertiente y reborde marginal en sentido vestibulo-palatino y mesio-distal.		puntos internos, medidos de forma perpendicular.		
--	--	-----------	---	--	--	--	--



## ANEXO 2.

### Zonas de medición de la réplica de silicona.

Tipo de corte vestíbulo-palatino.

a1: Punto marginal zona cervical vestibular.

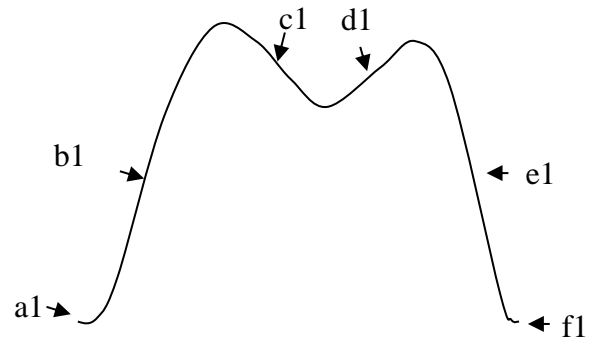
b1: Punto interno zona axial vestibular.

c1: Punto interno zona oclusal vestibular.

d1: Punto interno zona oclusal palatino

e1: Punto interno zona axial palatino.

f1: Punto marginal zona cervical palatino.



Tipo de corte mesio-distal.

a2: Punto marginal zona cervical mesial.

b2: Punto interno zona axial mesial.

c2: Punto interno zona oclusal mesial.

d2: Punto interno zona oclusal distal.

e2: Punto interno zona axial distal.

f2: Punto marginal zona cervical distal.

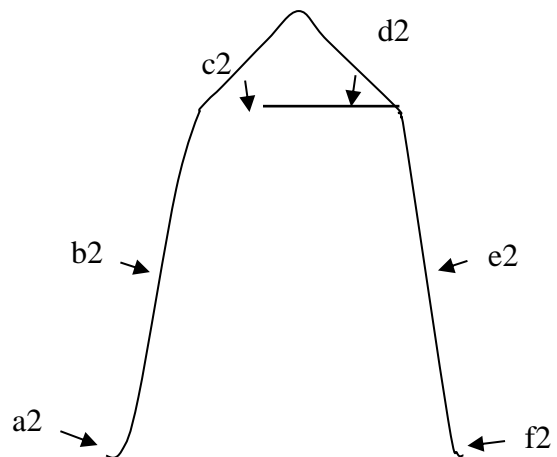


Tabla N°1: Discrepancia marginal de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica CPCI según tipo de corte y punto de medición marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	a1	21.00	36.14	28.30	5.02	0.51959
	f1	23.08	47.95	30.79	6.48	0.0335
Mesio-Distal	a2	21.00	80.86	49.96	20.52	0.30901
	f2	34.11	85.94	59.82	19.23	0.10764
<b>Discrepancia Marginal Total</b>		<b>21.00</b>	<b>85.94</b>	<b>42.22</b>	<b>19.46</b>	<b>0.00001</b>
Prueba Shapiro Wilk (normalidad)		Min: mínimo.	Max: máximo.	DE: desviación estándar		

Tabla N°2: Discrepancia interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada 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	28.00	66.40	41.42	11.86	0.26824
		e1	18.40	48.80	35.02	8.66	0.63451
	Oclusal	c1	54.10	128.72	85.53	19.42	0.87994
		d1	64.77	140.18	105.95	23.96	0.56585
Mesio-Distal	Axial	b2	24.80	73.60	47.89	12.33	0.99065
		e2	27.21	64.00	43.77	13.70	0.06809
	Oclusal	c2	77.60	155.22	108.10	25.66	0.15927
		d2	58.42	151.25	108.21	28.02	0.49504
Discrepancia Zona Axial			18.40	73.60	42.03	12.36	0.33669
Discrepancia Zona Oclusal			54.10	155.22	101.94	25.61	0.17068
Prueba Shapiro Wilk (normalidad)		Min: mínimo.	Max: máximo.	DE: desviación estándar			

Tabla N°3: Discrepancia marginal de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica de SLM en CAD/CAM, según tipo de corte y punto de medición marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Vestíbulo-Palatino	a1	23.75	36.18	31.21	4.41	0.0593
	f1	22.13	77.88	36.27	13.52	0.00038
Mesio-Distal	a2	20.44	53.98	44.43	8.09	0.00077
	f2	29.76	52.68	40.48	8.67	0.04816
Discrepancia Marginal Total		20.44	77.88	38.10	10.26	0.00222

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

Tabla N°4: Discrepancia interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricada con técnica de SLM en CAD/CAM, 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	56.80	96.81	73.85	10.88	0.64839
		e1	35.21	73.64	46.96	9.99	0.0422
	Oclusal	c1	186.95	287.73	224.32	32.17	0.02069
		d1	196.28	318.51	243.42	32.34	0.0291
Mesio-Distal	Axial	b2	46.40	90.40	64.50	12.69	0.44026
		e2	39.21	71.22	55.33	9.52	0.96261
	Oclusal	c2	191.24	300.43	234.59	28.84	0.63385
		d2	198.41	273.42	226.18	24.89	0.08547
Discrepancia Zona Axial			35.21	96.81	60.16	14.61	0.33669
Discrepancia Zona Oclusal			186.95	318.51	232.13	29.83	0.00558

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

Tabla N°5: Comparación de las adaptaciones marginales de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM en CAD/CAM, según tipo de corte y punto de medición marginal.

Tipo de corte	Punto Marginal	CPCI	SLM	Diferencia de medias	valor de p	
Vestíbulo-Palatino	a1	28.30	31.21	-2.90	0.1297	*
	f1	30.78	36.27	-5.49	0.1007	**
Mesio-Distal	a2	49.96	44.43	5.53	0.555	**
	f2	59.82	40.48	19.34	0.003	*
Discrepancia Marginal Total		42.22	38.1	4.12	0.7998	**

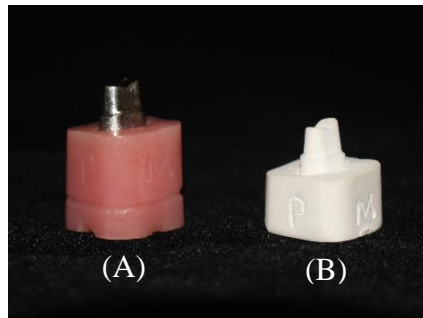
\* Prueba t student      \*\* Prueba U Mann Whitney      significancia  $p < 0.05$

Tabla N°6: Comparación de las adaptaciones internas de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer fabricadas con técnica CPCI y SLM en CAD/CAM, según tipo corte y punto de medición interno.

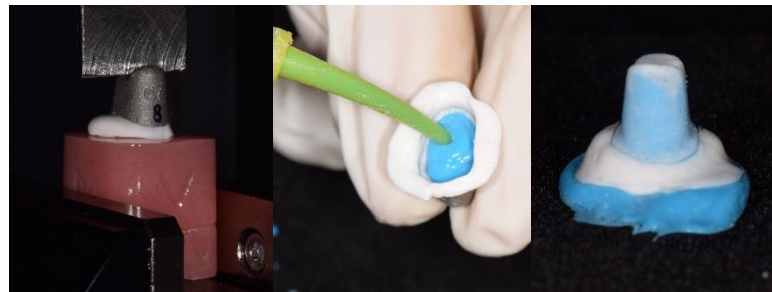
Tipo de corte	Zona interna	Punto interno	CPCI	SLM	Diferencia de medias	valor de p	
Vestíbulo-Palatino	Axial	b1	41.42	73.85	-32.43	<0.0001	*
		e1	35.02	46.96	-11.93	0.0041	**
	Oclusal	c1	85.53	224.32	-138.79	<0.0001	**
		d1	105.95	243.42	-137.47	<0.0001	**
Mesio-Distal	Axial	b2	47.89	64.50	-16.61	0.0025	*
		e2	43.77	55.33	-11.56	0.0196	*
	Oclusal	c2	108.10	234.59	-126.49	<0.0001	*
		d2	108.21	226.18	-117.98	<0.0001	*
Discrepancia Zona Axial			42.02	60.16	-18.14	<0.0001	*
Discrepancia Zona Oclusal			101.94	232.13	-130.18	<0.0001	**

\* Prueba t student      \*\* Prueba U Mann Whitney      significancia  $p < 0.05$

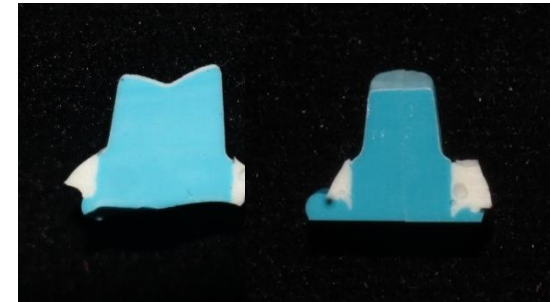
**FIGURA 1.** Modelo maestro (A) y modelo de trabajo (B).



**FIGURA 2.** Aplicación del Fit Checker con presión constante a 50 N en la máquina Instron y obtención de la réplica de silicona.



**FIGURA 3.** Cortes de la réplica de silicona en sentido vestibulo palatino y mesiodistal.



**FIGURA 4.** Vista al microscopio y medición en  $\mu\text{m}$  de punto marginal.

