



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

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

Tesis para optar el  
Título de Especialista en Rehabilitación Oral.

Alumnos:

Pacheco Cahuas María Daniela.  
Spoljaric Muñoz María Alejandra.

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. CD. Edinson Antonio Díaz Saravia.

**Calificador** : Mg. CD. Hugo Ronquillo Herrera

**Calificador** : Mg. CD. Jossep Mauro Gómez Alarco

**FECHA DE SUSTENTACIÓN** : 16 de Abril de 2019

**CALIFICATIVO** : Aprobado con Mención Honorable

**ASESORES:**

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

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

## **DEDICATORIA.**

A nuestras familias, por su apoyo constante e incondicional, consejos, comprensión y recursos  
brindados para nuestra formación como profesionales y como personas.

## **AGRADECIMIENTOS.**

A nuestros asesores Dra. Diana Castillo, y al Dr. Martín Quintana  
Por todos los conocimientos brindados y el apoyo para la ejecución del presente trabajo.

## 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. **Materiales 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 estéreomicroscopio. **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  $\mu\text{m}$  y la adaptación interna menor a 350  $\mu\text{m}$  para ambas técnicas. **Conclusión:** 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 claves:** Diseño Asistido por Computador, Adaptación, Láseres de Estado Sólido, Técnica de Colado Dental. (DeCS).

## ABSTRACT

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. **Materials 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  $\mu\text{m}$  and the internal adaptation less than 350  $\mu\text{m}$  for both techniques. **Conclusion:** 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.

## INDICE DE TABLAS.

	<b>Pág.</b>
<b>Tabla 1.</b> Discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con la técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición marginal.	24
<b>Tabla 2.</b> Discrepancia interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con la técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición interno.	25
<b>Tabla 3.</b> Discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto medición marginal.	26
<b>Tabla 4.</b> Discrepancia interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición interno.	27
<b>Tabla 5.</b> Comparación de la adaptación marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición marginal.	28
<b>Tabla 6.</b> Comparación de la adaptación interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam CEREC, según tipo de corte y punto de medición interno.	29

## LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS.

<b>SLM</b>	:	Sistema de fusión laser
<b>CPCI</b>	:	Cera perdida colado por inducción
<b>SLS</b>	:	Sinterización laser selectiva
<b>Co-Cr</b>	:	Cobalto - Cromo
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	:	Oxido de aluminio
<b>CPVC</b>	:	Cloruro de polivinilo clorado
<b>CAD</b>	:	Computer aided desing / diseño asistido por computadora
<b>Nd-YAG</b>	:	Granate de aluminio de itrio dopado con neodimio
<b>CAM</b>	:	Computer aided manufacturing / fabricación asistida por computadora
<b>μm</b>	:	Micrometros
<b>VPS</b>	:	Polivinilsiloxano
<b>VPES</b>	:	Vinil Polieter Silicona
<b>GIREC</b>	:	Grupo de Investigación de Restauraciones Computarizadas.

## ÍNDICE DE CONTENIDOS.

I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. OBJETIVOS.....	4
III. HIPÓTESIS.....	5
IV. MATERIALES Y MÉTODOS.....	5
V. RESULTADOS.....	13
VI. DISCUSIÓN.....	15
VII. CONCLUSIONES.....	18
VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	18
IX. CONFLICTO DE INTERÉS.....	18
X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	19
ANEXO .....	22

## **I. 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 (8) indicaron que la restauración puede ser exitosa con una adaptación marginal entre 50 y 120  $\mu\text{m}$ , dichas medidas se encuentran dentro de los parámetros clínicamente aceptables. 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  $\mu\text{m}$  (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  $\mu\text{m}$  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 copias 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  $\mu\text{m}$ ) que las confeccionadas por técnica SLM (102.86  $\mu\text{m}$ ), 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). Las técnicas de CPCI y SLM en CAD/CAM son técnicas para la elaboración de cofias de Co-Cr pero con métodos y procesos de elaboración distintos, por el cual surge el planteamiento de problema: ¿Cuál de las cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr fabricadas sobre una líneas de terminación chamfer, realizadas con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico CEREC AC Omnicam, presentará mejor adaptación marginal e interna? La justificación del estudio es que nos dará a conocer cuál de las técnicas: CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, presentará mejor adaptación marginal e interna en cofias Co-Cr fabricadas sobre una línea de terminación chamfer, no hay muchos estudios que comparen ambas técnicas y la adaptación es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de estas restauraciones además de la técnica de confección. Así conoceremos que técnica presenta mejor adaptación y por ende presenten menor microfiltración y fracasos; que son aspectos a considerar para orientar nuestras decisiones clínicas.

## **II. OBJETIVOS.**

Evaluar in vitro la adaptación marginal e interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam del modelo maestro según tipo de corte y puntos de medición.

### **II. 1. Objetivos específicos.**

1. Determinar la discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición marginal.
2. Determinar la discrepancia interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, según tipo de corte y punto de medición interno.
3. Comparar la adaptación marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam y la técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición marginal.
4. Comparar la adaptación interna de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chámfer con SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam y la técnica CPCI, según tipo de 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 en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam 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 in vitro fue experimental in vitro y transversal.

#### IV.2 Muestra.

Se determinó el tamaño muestral tomando como base el estudio realizado por Xu *et al.*,(24) en 2014 y al cual se le aplicó la fórmula estadística 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 con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam.

### **IV.3 Criterios de selección:**

Impresiones del modelo maestro con silicona de polivinilsiloxano (PVS) detalladas, definidas y sin burbujas, modelos de trabajo sin imperfecciones y con línea de terminación tipo chamfer, cofias de aleación Co-Cr elaboradas mediante la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam, cofias fabricadas perfectamente sin distorsiones, sin irregularidades ni con presencia de deterioro y que tengan un asentamiento pasivo en el modelo de trabajo y réplicas de silicona VPES detalladas sin presencia de burbujas, irregularidades y desgarros en la zona de medición.

### **IV.4 Definición operacional de variables.** (Anexo 1).

### **IV.5 Procedimientos y técnicas.**

**IV.5.1 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.5.2 Elaboración del modelo maestro:** 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 y línea de terminación chamfer, el material elegido para su fabricación fue aleación de Co- Cr, el diseño presentó las siguientes características: cúspide vestibular con alto de 6 mm y cúspide palatina con alto de 5 mm, esta distancia fue medida desde la línea de terminación hasta la parte más alta de la cúspide, el tipo de terminación cervical fue tipo chamfer de 1 mm, la curvatura de la línea de terminación proximal fue de 0,8 mm en relación a la posición de la terminación cervical tanto vestibular como en la zona palatina. El diseño pre establecido fue impreso 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). Se puso una capa

muy delgada de vaselina de consistencia sólida (Vaselina Pura Maribel, Lima, Perú) en la simulación de la raíz del modelo maestro, con el objetivo de crear una lubricación para el retiro del modelo maestro, 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) conformando el modelo para la técnica CPCI. Luego se retiró el modelo maestro del cubo de acrílico y se repitió el procedimiento para fijar momentáneamente el modelo maestro en una maqueta con dientes de acrílico simulando una hemiarcada, conformando el modelo para la técnica de SLM en CAD/CAM con escaneo clínico de CEREC AC Omnicam. El modelo maestro pudo ser retirado tanto del cubo de acrílico como de la maqueta de hemiarcada con dientes de acrílico.

#### **IV.5.3 Impresión con técnica convencional de doble mezcla del modelo maestro y**

**obtención de modelos de trabajo para la técnica CPCI:** Se tomaron 13 impresiones convencionales mediante la técnica de doble mezcla, para ello se utilizaron dispositivos de plástico rígido que simulaban cubetas de impresión individuales, tapón de cloruro de polivinilo clorado (CPVC) para agua caliente Pavco® (Mexichem, Lima, Perú), se realizó la aplicación de adhesivo universal para silicona previamente a los tapones con Tray Adhesive® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy), se utilizó silicona de dos consistencias diferentes: 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 del fabricante, se mezcló por 30 segundos según indicación del fabricante y se colocó dentro de la cubeta de impresión, y 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 para la técnica de impresión de doble mezcla y se esperó el tiempo de fraguado indicado por el fabricante de 5 minutos 30 segundos a una temperatura de 23° C (Fig1), posteriormente se

esperó 60 minutos para realizar el vaceado con yeso tipo IV reforzado con resina sintética Resin Rock (Whip Mix® Corporation, Kentucky, Estados Unidos), para lo cual se pesó el yeso y se midió el agua para una dosificación ideal entre agua/yeso de 21 ml de agua/ 100 g de polvo, con un tiempo de trabajo de 5-7 minutos y así se obtuvo una mezcla uniforme e isotrópica con una expansión de 0.08% según datos del fabricante. Se vertió el material directamente a cada impresión con vibración constante. Una vez fraguado el yeso se guardó el modelo de trabajo en un envase sellado herméticamente para evitar su alteración, se realizó el delimitado de todo el margen cervical con un lápiz de color rojo en toda la línea de terminación (3, 24).

**IV.5.4 Confección de cofias en Co-Cr mediante la 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  $\mu\text{m}$  (Fig2) 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) (3, 24). 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 (25). 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. 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 (Dentsplay 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 30 segundos 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 (25). Se dejó enfriar los cilindros por 30 minutos a temperatura ambiente y

se realizó el desrevestido con la ayuda de una pinza de corte que eliminó el yeso dejando descubierto el colado, obtenidas todas las cofias 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 cofias 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 cofias con una máquina Basic eco (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemania) con polvo de óxido de aluminio blanco de 110  $\mu\text{m}$  (Protechno, Girona, España) (5,24).

**IV.5. 5 Confección de cofias en Co-Cr mediante la técnica de SLM en CAD/CAM con escáner clínico CEREC Omnicam:** Se realizó el escaneado del modelo maestro fijado en la maqueta de hemiarcada con dientes de acrílico (Fig 3A), se procedió a realizar el escaneado con el escáner clínico CEREC Omnicam (Dentsply Sirona Inc, Philadelphia, USA), se siguió con las indicaciones del fabricante colocando el disco de zafiro del escáner con una separación de 0 – 15 mm con respecto al modelo maestro, posteriormente se giró el CEREC Omnicam desde 45° hasta 90° como máximo en sentido bucal, posteriormente se giró de la zona bucal a la zona palatina de 45° hasta 90°, seguido se realizó la impresión óptica de las superficies interproximales en dirección distal y mesial, con movimiento ondular en sentido oclusal, bucal y palatino. Se inclinó para ello la cámara 15° en sentido distal y mesial (Fig 3B). Para el diseño de las cofias metálicas se usó el archivo STL obtenido del escaneado clínico, 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 60µm 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 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 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.

**IV.5. 6 Evaluación de la Adaptación Marginal e Interna:** Se evaluó el asentamiento pasivo y no rotación de las cofias metálicas en el modelo maestro fijado en el cubo de acrílico y a través de inspección visual; las cofias que cumplieron estos requisitos fueron evaluadas por la técnica de réplica de silicona usando el vinil polieter silicona (VPES) blanco Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) en presentación cartucho. Primero se aislaron los modelos maestros con vaselina de consistencia sólida (Vaselina Pura Maribel, Lima, Perú) en toda su superficie, con el fin de lubricar y facilitar el retiro de la cofia metálica después de ser asentada con el VPES. 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 que es el tiempo de polimerización según indicaciones del fabricante a una temperatura de 23 °C, la máquina para ejercer presión fue una máquina de ensayo universal llamada Instron CTM-5L (LG Electronics, Seúl, Korea), con una punta con forma recta por ser la más indicada para ejercer presión constante y uniforme sobre las cofias para así evitar errores en el estudio, 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 polimerización indicado por el fabricante de 5 minutos 30 segundos a una temperatura de 23° C para posteriormente ser removida la

réplica del interior de la cofia (Fig 4). Luego de 24 hrs la réplica de silicona se seccionó con una hoja de bisturí N°11 en sentido vestíbulo-palatino y así se obtuvieron dos fragmentos, uno mesial y otro distal (Fig 5), el fragmento que se escogió para ser medido fue el mesial, luego se seccionó en sentido mesio-distal y el fragmento elegido para ser medido fue el fragmento palatino, estos fragmentos fueron observados mediante un estéreo microscopio Greenough Leica S8 APO (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) (Fig 6) a un aumento de 40X con el software Leica Application Suite LAS v3.4 (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany), se midió en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) el espesor de la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan), estas medidas fueron a nivel de la zona cervical, axial y oclusal (Fig 7). La medida del espesor de la silicona se realizó en 2 puntos marginales y en 4 puntos internos en sentido vestíbulo-palatino y mesio-distal, con un total de 12 puntos por cofia metálica. Se utilizó una ficha de recolección de datos donde se anotaron y registraron datos en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) los niveles de adaptación marginal e interna obtenidos mediante el estudio en cada una de las réplicas de silicona VPES y para cada sistema de fabricación, se realizaron doce medidas por muestra, seis de ellas en sentido vestíbulo-palatino y seis medidas en sentido mesio-distal (Anexo 2).

**IV.6 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 realizó la inscripción en 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 estéreo microscopio 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 de ensayo universal para presión constante 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 la Universidad Peruana Cayetano Heredia asesorados por el Mg. Esp. Martín Quintana del Solar y la Mg. Esp. Diana Castillo Andamayo.

#### **IV.7 Plan de análisis.**

Se realizó con el programa STATA versión 12. Con la información que fue recolectada se elaboró una base de datos, donde se evaluó los supuestos de normalidad con la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó el análisis univariado evaluando la media aritmética y desviación estándar. Para el análisis bivariado, se empleó para un grupo de resultados, la prueba t de Student si presentó distribución normal o en caso contrario, se realizó la prueba de U Mann-Whitney. El presente estudio utilizó un nivel de confianza del 95%.

#### **V. RESULTADOS.**

En la tabla N°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 N°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 en la zona axial en él fue de  $38.68 \pm 13.06 \mu\text{m}$  y el valor obtenido en la discrepancia 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 N°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, donde se encontraron valores promedios de discrepancias marginales 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 N°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 discrepancia interna axial fue de  $76.34 \pm 24.38 \mu\text{m}$  y la discrepancia oclusal fue de  $118.33 \pm 38.53 \mu\text{m}$ , según los valores obtenidos los puntos oclusales presentan una mayor dispersión que en los puntos axiales, se observa que la discrepancia interna axial es menor que la discrepancia interna oclusal por ende se obtuvo una mejor adaptación interna a nivel axial que a nivel oclusal.

En la tabla N°5 se muestra resultados de la discrepancia marginal de la técnica CPCI en comparación 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  $53.8 \mu\text{m}$  con diferencia estadísticamente significativa ( $p=0.163$ ).

En la tabla N°6 se muestra resultados de la adaptación interna entre las dos técnicas de CPCI y SLM según tipo de corte y puntos de medición interno, las cofias fabricadas con la técnica de CPCI presentaron mejor adaptación interna en comparación a las cofias fabricadas con la técnica de SLM. El promedio de la discrepancia 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 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 ( $p < 0.0203$ ). Para ambas técnicas la discrepancia axial fue menor en comparación a la discrepancia oclusal.

## **VI. 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 ( $p < 0.05$ ). Por lo tanto la hipótesis planteada no puede ser aceptada. 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., (26) 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 5 grupos fueron estadísticamente significativas, las cofias confeccionadas por técnicas aditiva mostraron la mayor discrepancia marginal y oclusal por encima de lo clínicamente aceptable, 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., (27) 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. Esto pudo deberse a que las cofias no recibieron tratamiento de superficie (arenado) lo cual ha podido 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, lo cual pudo afectar también en nuestro estudio. Xu *et al.*, (23) 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. Este resultado difiere de nuestro 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 debido a que en nuestro estudio se usaron dos diferentes técnicas de impresión, cada una con diferente técnica de confección. Los pocos estudios que comparan el uso de impresiones digitales con otras técnicas de impresión son para la confección de cofias de porcelana como Kocaagaoglu *et al.*, (28) compararon los efectos de los protocolos de impresión convencional y digital con CEREC Omnicam; Sirona y 3Shape Trios-3 en la adaptación marginal, axial, y oclusal de cofias de circonia. Se obtuvo que las cofias hechas con ayuda de impresión digital obtuvieron mejor adaptación marginal e interna que con las elaboradas a partir de impresión convencional con diferencias estadísticamente significativas. En nuestro 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 como consecuencia la adaptación de las cofias hechas por SLM. Castillo *et al.*, (29) evaluaron el efecto de cuatro tratamientos quimomecánicos de superficie interna (arenado con partículas de  $Al_2O_3$  de  $125\mu m$  y revestimiento de sílice con

partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  modificadas con sílice) y externa, sobre cofias metálicas sinterizadas por láser (SLS) y fundidas al vacío. Se observaron que las muestras de SLS dieron como resultado mayor micro rugosidad. En nuestro estudio se empleó la técnica de SLM, similar a SLS en el proceso de confección. Esto puede explicar la mayor rugosidad de la superficie interna de las muestras de SLS, lo cual se observó también en las cofias de SLM. El arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 125 $\mu\text{m}$  que también se usó en nuestro estudio, no afectó la microrugosidad de la superficie de las muestras de SLS, pero provocó micro retenciones, lo que se observó en el estereomicroscopio a nivel oclusal en las muestras de SLM. Según Anadioti et al., (30) 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.

Vojdani et al., (31) 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. 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, como realmente no hay una elevación en la geometría del modelo puede producirse 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, con diferente ángulo de convergencia.

## **VII. CONCLUSIONES**

Las cofias metálicas de Co-Cr fabricadas con la técnica CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo de CEREC AC Omnicam en la evaluación de la discrepancia marginal, estos resultados se encuentran dentro de los valores clínicamente aceptados de hasta 120  $\mu\text{m}$ . Las cofias metálicas de Co-Cr fabricadas con la técnica de CPCI y SLM en CAD/CAM con escaneo de CEREC AC Omnicam en la evaluación de la discrepancia interna se observaron valores menores en la zona axial en comparación a la zona oclusal. Al comparar la adaptación marginal de las 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 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 diferencia estadísticamente significativa tanto a nivel axial como oclusal, para ambas técnicas los valores obtenidos en la discrepancia axial fueron menores en comparación a la discrepancia oclusal,

## **VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.**

Dentro de las limitaciones del presente estudio fueron las variaciones en la fabricación de las cofias mediante ambas técnicas de fabricación, sin embargo cada paso fue controlado.

## **IX. CONFLICTO DE INTERÉS.**

No hubo conflicto de interés con los autores de la línea de investigación GIREC.

## **X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.**

1. 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 Nov;112(5):1171-5.
2. 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 Sep;116(3):328-35.
3. 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.
4. 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 Aug;112(2):155-62.
5. Abdel-Aziz 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 Oct; 114(4): 554-9.
6. 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.
7. 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.
8. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 1131:107-11.
9. 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.
10. 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):354-362.
11. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont.* 2006 Jul;15(4):243-9.
  12. 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 Aug;116(2):184-90.
  13. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013 Dec;110 (6):447-454.
  14. 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 Jan;32(1):51-7.
  15. Shillingburg. *Fundamentos esenciales en prótesis fija.* 3ª Ed. Chicago: Quintessence; 1997.
  16. Rodríguez D, Hoffma O, Rossell R, Silva S. Evaluación de Aleaciones usadas en procedimientos restauradores en Odontología. *Odous Científica.* 2001 July ;(1) :2-12.
  17. Giraldo O. Metales y aleaciones en Odontología. *Rev Fac Odont Univ Ant,*2004;15(2):53-63
  18. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. *Dental Impression Materials and Techniques.* Dent Clin North Am. 2017 Oct;61(4):779-96.
  19. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* 2015 Jun;24(4):313-21.
  20. Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov;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 Jan;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 Jun;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 Dec;112(6):1437-40.
  24. 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.

25. Requena S. Evaluación in vitro de la adaptación marginal e interna de copias 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.
26. 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
27. 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 Nov; 114(5):686-92.
28. 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
29. Castillo R, Osorio R, Osorio E, Sánchez F y 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, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, 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 Sep; 14(3): 118–129.



## ANEXO 1: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.

VARIABLE	DIMENSIÓN	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	TIPO	INDICADOR	ESCALA DE MEDICION	VALORES O CATEGORIAS
Adaptación marginal (variable dependiente)	—	Se define como 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 (variable independiente)	—	Son definen como 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 centrifugado.  Técnica de adición de polvo de Co-Cr fusionado mediante un láser de Nd-YAg	Nominal dicotómica	Técnica de la cera perdida colada por centrifugación por inducción.  Técnica de SLM en CAD/CAM con escáner clínico CEREC AC Omnicam.

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.	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™ Advance en puntos marginales, medidos de forma perpendicular.	Puntos marginales (A, F)
	Punto de medición interna	Distancia en la zona axial y oclusal de los puntos internos de la réplica de silicona.	Punto interno de la zona axial: Mitad de la cara axial en sentido vestibulo-palatino y mesio-distal.  Punto interno de la zona oclusal: mitad de vertiente y reborde marginal en sentido vestibulo-palatino y mesio-distal.		Espesor de película de la silicona VPES Fit Checker™ Advance en puntos internos, medidos de forma perpendicular.	Puntos internos (B,C,D,E)

## ANEXO 2.

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

Tipo de corte vestíbulo-palatino.

a1: Punto marginal zona cervical vestibular.

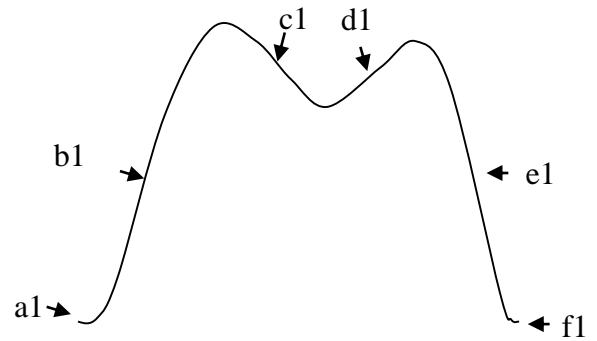
b1: Punto interno zona axial vestibular.

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.

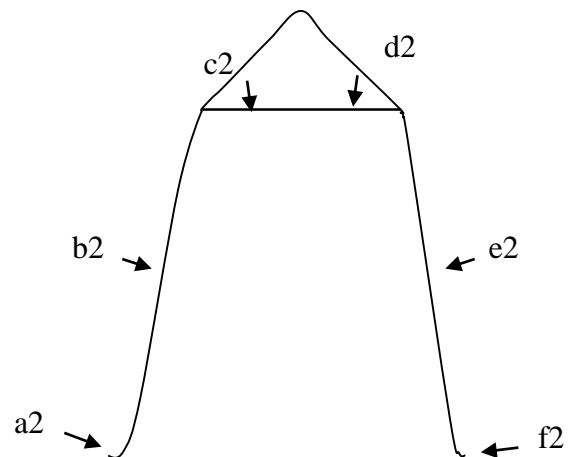


Tabla N°1: Discrepancia marginal de cofias unitarias de aleación Co-Cr confeccionadas sobre una línea de terminación tipo chamfer con la técnica CPCI, según tipo de corte y punto de medición marginal.

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
<b>Discrepancia Marginal Total</b>		<b>18.68</b>	<b>88.09</b>	<b>43.21</b>	<b>19.22</b>	<b>0.00021</b>
Prueba Shapiro Wilk (normalidad)		Min: mínimo.	Max: máximo.	DE: desviación estándar		

Tabla N°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 Zona Axial			14.42	68.49	38.68	13.06	0.37898
Discrepancia Zona Oclusal			45.06	161.76	100.64	28.36	0.32494
Prueba Shapiro Wilk (normalidad)		Min: mínimo.	Max: máximo.	DE: desviación estándar			

Tabla N°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 N°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 Zona Axial			25.80	130.79	76.34	24.38	0.63826
Discrepancia Zona Oclusal			56.80	228.24	118.33	38.53	0.04989

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

Tabla N°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 de medición 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	**

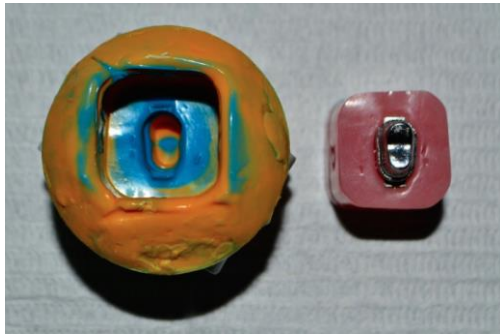
\* Prueba t student      \*\* Prueba U Mann Whitney      significancia p<0.05

Tabla N°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 Zona Axial			38.68	76.34	-37.66	<0.0001	*
Discrepancia Zona Oclusal			100.64	118.33	-17.69	0.0203	**

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

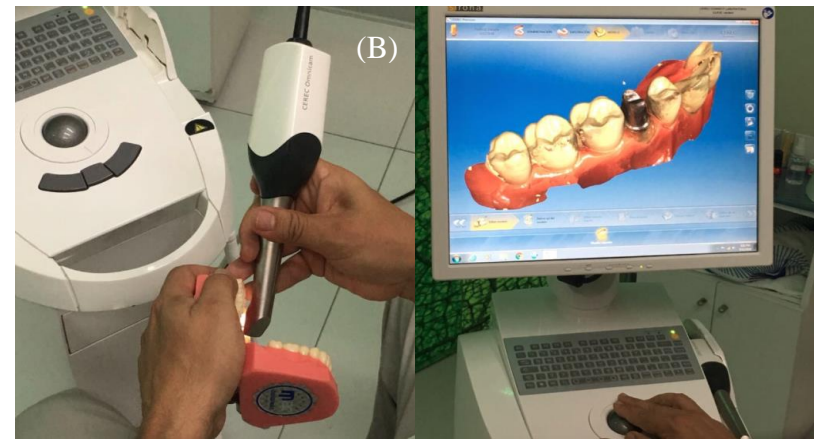
**FIGURA 1.** Modelo maestro e impresión definitiva.



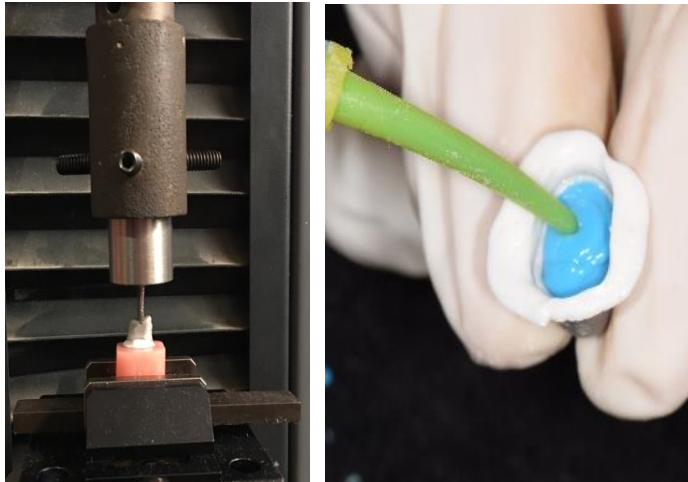
**FIGURA 2.**  
Modelo de trabajo tras la aplicación de mezcla  
(Espaciador Pico Fit y Die: Master Gold)



**FIGURA 3.** Modelo de trabajo en hemiarcada (A)  
Escaneado con escáner clínico CEREC Omnicam (B)



**FIGURA 4.** Aplicación del Fit Checker en la máquina Instron y obtención de la réplica de silicona



**FIGURA 6.** Estereomicroscopio Greenough Leica S8 APO



**FIGURA 5.** Cortes de la réplica de silicona en sentido vestibulo-palatino y mesio-distal.



**FIGURA 7.** Vista al microscopio y medición en  $\mu\text{m}$  de punto marginal.

