



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE ESPECIALISTA EN
REHABILITACIÓN ORAL.

**EVALUACIÓN *IN VITRO* DEL EFECTO DE LA
CURVATURA DE LA LÍNEA DE
TERMINACIÓN EN LA ADAPTACIÓN DE
COFIAS METÁLICAS CONFECCIONADAS EN
FUSIÓN SELECTIVA LÁSER**

AUTORES:

CD. Gaby Oliveira Ruiz
CD. Cecilia del Pilar Portocarrero Claros.

Lima – Perú
2019

JURADO EXAMINADOR

Presidente : Dr. CD Antonio Diaz Saravia

Calificador : Mg. Esp.CD Pablo Armando Chavez Alayo

Calificador : Mg. Esp.CD Rosalia Elena Amaro Padilla

FECHA DE SUSTENTACIÓN : 24 de Junio de 2019

CALIFICATIVO : Aprobado

ASESORES

Mg. Esp. CD. Martín Gilberto Quintana del Solar

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

Mg. Esp. CD. Jossep Mauro Gomez Alarco

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

DEDICATORIA

A nuestra familia, a nuestros padres y hermanos; por el apoyo y confianza en nosotras para la culminación de esta etapa.

AGRADECIMIENTOS

- A Dios; por iluminar nuestro camino, acompañarnos en cada paso de nuestra vida y brindarnos la salud para realizar cada meta propuesta.
- A nuestros asesores por su paciencia y dedicación para la realización de esta investigación.
- A nuestros padres, que son los pilares fundamentales en nuestra vida para lograr este crecimiento personal y profesional.
- A todas las personas que directa e indirectamente hicieron posible la culminación de nuestra meta profesional, gracias por su motivación y apoyo.

DECLARACIONES Y CONFLICTO DE INTERÉS

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

ÍNDICE DE CONTENIDOS.

I. INTRODUCCIÓN.	1
II. OBJETIVOS.	8
III. HIPÓTESIS.	8
IV. MATERIALES Y MÉTODOS.	8
V. RESULTADOS.	16
VI. DISCUSIÓN.	17
VII. CONCLUSIONES.	21
VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.	22
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	22
ANEXOS	

RESUMEN

Antecedentes: La fabricación de cofias mediante el diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM) con fusión selectiva láser (SLM) han demostrado mejor adaptación. Existe poca evidencia de diferentes alturas de la curvatura de la línea de terminación en premolares y su efecto sobre la adaptación marginal e interna de cofias en SLM. **Objetivo:** Evaluar in vitro el efecto de la curvatura de la línea de terminación en premolares sobre la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) confeccionadas en SLM. **Materiales y métodos:** El presente estudio fue de tipo experimental *In vitro*, se confeccionaron 3 modelos de trabajo en forma de primera premolar superior derecha de Co- Cr, fueron divididos en grupos según la curvatura de la línea de terminación 0.5, 1.5 y 2.5 mm. Se confeccionó 13 cofias de Co-Cr por grupo y se evaluó la adaptación marginal e interna con la técnica de la réplica de silicona a nivel marginal, axial y oclusal con un estéreo microscopio a 40X. Se utilizó un nivel de confianza al 95% ($p < 0.05$). **Resultados:** La curvatura de 0.5mm presentó mejor adaptación marginal comparando con las curvaturas de 1.5mm y 2.5mm con diferencia estadísticamente significativa. La curvatura de 0.5mm presentó mejor adaptación interna solo a nivel oclusal comparando con las curvaturas de 1.5mm y 2.5mm con diferencia estadísticamente significativa. **Conclusión:** A menor curvatura de la línea de terminación, la adaptación marginal mejora, de tal manera que si existe un efecto de la curvatura de la línea de terminación sobre la adaptación marginal.

PALABRAS CLAVES: Adaptación, Aleaciones de Co- Cr, Diseño Asistido por Computador, Láseres de Estado Sólido

ABSTRACT

Background: The manufacture of copings using computer-aided design and manufacturing (CAD / CAM) with selective laser fusion (SLM) have shown better adaptation. There is little evidence of different heights of the curvature of the termination line in premolars and its effect on the marginal and internal adaptation of copes in SLM. **Objective:** To evaluate in vitro the effect of the curvature of the termination line on premolars on the marginal and internal adaptation of Cobalt-Chromium (Co-Cr) metal copings made in SLM. **Materials and methods:** The present study was of experimental type In vitro, 3 working models were made in the form of the first upper right premolar of Co-Cr, were divided into groups according to the curvature of the termination line 0.5, 1.5 and 2.5 mm. Thirteen Co-Cr coping were made per group and the marginal and internal adaptation was evaluated with the technique of silicone replication at the marginal, axial and occlusal levels with a stereo microscope at 40X. A 95% confidence level was used ($p < 0.05$). **Results:** The curvature of 0.5mm presented better marginal adaptation comparing with the curvatures of 1.5mm and 2.5mm with statistically significant difference. The curvature of 0.5mm presented better internal adaptation only at the occlusal level compared to the curvatures of 1.5mm and 2.5mm with a statistically significant difference. **Conclusion:** The lower curvature of the termination line, the marginal adaptation improves, such that if there is an effect of the curvature of the termination line on the marginal adaptation.

KEY WORDS: Adaptation, Co-Cr Alloys, Computer Assisted Design, Solid State Lasers.

LISTA DE TABLAS

- Tabla N°1:** Discrepancia marginal de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5 y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.
- Tabla N°2:** Discrepancia interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.
- Tabla N°3:** Comparación de la adaptación marginal e interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.
- Tabla N°4:** Comparaciones múltiples de la adaptación marginal de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS.

SLM	:	Selective Laser Melting o fusión selectiva por láser.
CAD/CAM	:	Diseño y fabricación asistida por computador
µm	:	Micrómetros
Cr	:	Cromo
Co	:	Cobalto.
Au	:	Oro
Pt	:	Platino
PVS	:	Polivinilsiloxano
VPES	:	Vinil polieter silicona
GIREC	:	Grupo de Investigación de Restauraciones Computarizadas.

I. INTRODUCCIÓN

En la práctica diaria, los odontólogos se enfrentan a diversas situaciones para restablecer la estética y función perdida de las piezas dentales con diferentes tipos de restauraciones fijas, como por ejemplo: coronas, incrustaciones, carillas, etc; de tal manera, es necesario realizar preparaciones dentarias irreversibles del tejido dental remanente. El éxito de este tipo restauración está relacionado a diversos factores como: resistencia a la fractura y al desgaste, estabilidad dimensional, retención, estética y adaptación marginal e interna (1,2). Una deficiente adaptación marginal conlleva a la acumulación de placa bacteriana, enfermedad periodontal, disolución del agente cementante, microfiltración, recidiva cariosa y finalmente la descementación de la corona protésica produciéndose el fracaso clínico de la restauración (1-4).

La adaptación marginal es definida como el adecuado ajuste que debe existir entre una restauración de prótesis fija sobre la línea de terminación previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria (3,10). Esta adaptación es evaluada mediante la discrepancia marginal que es la distancia vertical de la superficie interna de la restauración a la línea de terminación, éste es el espacio para el agente cementante (5). La adaptación interna es el ajuste que existe entre la superficie de la preparación dentaria y la superficie interna de la preparación a nivel axial y oclusal, la cual proporciona un espacio adecuado para el asentamiento completo durante el proceso de cementación. Está es evaluada perpendicularmente desde la superficie interna de la restauración hacia la superficie oclusal o axial de la preparación, llamada también discrepancia interna; el cual debe ser uniforme en toda la superficie interna de la preparación para proporcionar resistencia y retención adecuada, y de esta manera lograr precisión en la adaptación marginal e interna para el éxito clínico aceptable en la preparación (6-8,10).

Diferentes estudios brindan valores aceptables de la discrepancia marginal, por ejemplo Holmes, Fransson y McLean indican que valores entre 50 a 120 μm son clínicamente aceptables para el éxito a largo plazo (2, 3, 7, 9- 11); mientras que la discrepancia interna puede variar entre las 50 a 350 μm (5, 6, 10). Xu *et al.* en 2014 compararon la adaptación marginal entre dos grupos de coronas de aleación Cobalto-Cromo (Co-Cr), el primer grupo fabricado por la técnica de colado por inducción y el segundo por fusión selectiva laser (SLM). Estos realizaron la medición mediante el método de la técnica de la silicona y estereomicroscopio, llegando a la conclusión que la técnica por SLM obtuvo discrepancias marginales significativamente menores (102.86 μm), el cual podría satisfacer los requisitos para la aplicación clínica (5).

Por otro lado, Huang *et al.* en el 2015 compararon la adaptación marginal e interna en 330 coronas metal-cerámica confeccionadas con cofias de aleación Co-Cr fabricados por la técnica SLM, por la técnica de colado de aleación Au-Pt y por aleación Co-Cr en piezas anteriores, premolares y molares. Se fabricaron 110 cofias por cada grupo con terminación tipo *chamfer* y ángulo de convergencia oclusal de 5°. La adaptación marginal e interna se midió mediante la técnica de réplica de silicona y examinado por un esteriomicroscopio; obteniendo como resultado que la discrepancia marginal del grupo de SLM Co-Cr (75.6 \pm 32.6 μm) fueron resultados similares al del grupo de colado de aleación Au-Pt (76.8 \pm 32.1 μm), pero menor que el grupo de la técnica de colado de aleación Co-Cr (91.0 \pm 36.3 μm). El promedio de la discrepancia interna a nivel axial del grupo de SLM Co-Cr (129.9 \pm 61.1 μm) fue numéricamente menor, que del grupo de la técnica de colado de aleación Co-Cr (142.5 \pm 63.7 μm), pero entre los tres grupos no se encontró diferencias estadísticamente significativas. El promedio de la discrepancia interna a nivel oclusal del

grupo de SLM Co-Cr ($309.8 \pm 106.6 \mu\text{m}$), siendo significativamente mayor comparado con los grupos de la técnica de colado de aleación Au-Pt ($254.6 \pm 109.6 \mu\text{m}$) y Co-Cr ($249.6 \pm 110.4 \mu\text{m}$). Concluyeron que la adaptación marginal de coronas metal-cerámicas del grupo de SLM de aleación Co-Cr fueron similares a las del grupo de colado de aleación Au-Pt y mejores que el grupo de colado de aleación Co-Cr (12).

Otro factor clínico que se debe tener en cuenta para el éxito a largo plazo es la línea de terminación, que es definida como la configuración del margen cervical de las preparaciones dentarias, el cual será restaurado con una prótesis fija (3). Es importante que exista un contacto íntimo entre la prótesis fija y línea de terminación de la preparación para evitar complicaciones biológicas, estéticas y técnicas (2). Así mismo, se debe tener en cuenta los siguientes criterios durante su preparación, que sea sencilla, conservadora, en la impresión y modelo de trabajo debe ser identificado claramente, proporcionar un adecuado espacio para el material de restauración y con esto obtener suficiente resistencia cuando se realice la función masticatoria, no debe ser irregular y no se debe tener ángulos de esmalte sin soporte (13,14).

Existen diferentes tipos de líneas de terminación, por ejemplo la tipo bisel, hombro recto o *chamfer*. El tipo *chamfer* que es recomendada por diferentes autores para restauraciones metal-cerámica y es realizada con una fresa diamantada troncocónica de extremo redondeado. Este tipo de terminación permite tener buena adaptación marginal además de dar mayor espacio a nivel cervical para el opaquer y la cerámica (13,15). Hunter y Hunter en 1990, mencionaron como podría afectar el tipo de línea de terminación en la adaptación marginal de restauraciones en su revisión de literatura, concluyendo que el *chamfer* presenta la mejor adaptación marginal con mayor frecuencia (16).

Se debe tener en cuenta que la línea de terminación es comandada por la arquitectura gingival y la anatomía del diente. La altura de los márgenes cervicales varía entre los tipos de piezas dentales, por ejemplo, en el sector anterior existirá mayor grado de curvatura de la línea que en el sector posterior. Además, las líneas de terminación vestibular de dientes incisivos y caninos a menudo se localizan más apicalmente, un fenómeno atribuible a la recesión gingival (17). En el sector de premolares, las piezas dentales presentan superficie de contacto proximal, en lugar de puntos de contacto; formando así una concavidad producto del contorno de la superficie. Por lo consiguiente en estas áreas las papilas interdentes tienen una porción vestibular y una porción lingual/palatina formando una curvatura en estas áreas (22). Tao y Han en el 2009 evaluaron diferentes alturas de curvatura de la línea de terminación (1, 3 y 5mm) en incisivos centrales superiores preparados en un diente de marfil A1-500 (Nissin Dental Products Inc, Kioto, Japon) con hombro recto y ángulo de convergencia de 12° , luego fueron replicados obteniendo modelos colados de aleación noble, midiendo la discrepancia marginal a nivel vestibular, lingual, mesial y distal. Para cada altura de curvatura de la línea de terminación, se fabricaron 5 cofias de Zirconia con el Sistema Cercon (Ceramco Dentsply, York, USA) y 5 cofias coladas en aleación de metal noble en una máquina de presión y vacío Caspac MK-3 (Dentronics, Tokio, Japon), luego ambos grupos de cofias fueron recubiertas con cerámica feldespática, las mediciones fueron realizadas antes y después de la aplicación de la cerámica feldespática para cada material de cofia; encontrando que las cofias de Zirconia, independientemente de la curvatura, mostraron en todos los puntos de medición, gaps marginales similares. Para las cofias de aleación noble, cuanto mayor es la curvatura de la línea de terminación, mayores son los gaps marginales en mesial y distal en comparación con los de vestibular y lingual. Después de la aplicación de cerámica feldespática, la adaptación marginal de las coronas de Zirconia rara vez cambiaron en comparación con las cofias. En cambio, para las coronas metalcerámicas cambiaron en comparación con las cofias,

cuanto mayor era la curvatura de la línea de terminación, mayores eran los gaps marginales en las zonas vestibular y lingual, en comparación con las zonas mesial y distal (18).

Asavapanumas y Leeivaloj en el 2013 evaluaron diferentes alturas de curvatura de la línea de terminación (1, 3 y 5 mm) en incisivos centrales superiores preparados en un diente de marfil A5A-500 (Acteon Group, Burdeos, Francia) con ángulo de convergencia oclusal total de 6°, los cuales se replicaron obteniendo modelos maestros colados en Cobalto-Cromo-Molibdeno mediante la técnica de cera perdida por cada altura de curvatura de la línea de terminación, donde se fabricó un total de 108 cofias distribuidas en 12 cofias para cada una de éstas alturas de curvatura mediante el uso de la Zirconia con los sistemas Cercon (Ceramco Dentsply, York, USA) y Lava™ System (3M-ESPE, Minesota, USA) además del disilicato de litio IPS e.max (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). La discrepancia marginal fue medida utilizando un estereomicroscopio, encontrando que en cada uno de los sistemas cerámicos se observaron diferencias significativas en la adaptación marginal con las tres alturas de curvatura de la línea de terminación. La línea de curvatura de 1 mm fabricada en el sistema Cercon demostró mejores resultados ($38.30 \pm 6.85\mu\text{m}$) en comparación a las cofias de IPS e.max ($52.22 \pm 10.66\mu\text{m}$) y Lava ($69.99 \pm 6.77\mu\text{m}$), y también comparándolas con las curvaturas de 3mm y 5mm, llegaron a la conclusión que el gap marginal se incrementaba cuando mayor era la curvatura (17).

Para la fabricación rápida y efectiva de restauraciones, el odontólogo está utilizando los sistemas de diseño y fabricación asistida por computador (CAD / CAM), que no sólo brinda precisión en la adaptación marginal e interna, adecuado asentamiento, mayor densidad de producto definitivo, menor tiempo de fabricación y costos, sino también minimiza errores humanos y previene defectos del colado (5). Una de las técnicas para la fabricación de

estructuras metálicas por CAD/CAM es el SLM, que es un método aditivo de prototipado rápido para fabricar productos de metal, producido a partir de un modelo tridimensional (3D), fusionando finas capas de polvo metálico mediante una fuente de haz láser enfocado (19). Koutsoukis *et al.* en 2015 realizaron una revisión en PubMed y Scopus de 48 artículos entre investigación científica, reporte de caso y revisión de la literatura sobre la técnica de SLM comparándola con la técnica de fundición convencional y de fresado; donde llegaron a la conclusión que la técnica SLM ofrece muchas ventajas en comparación con las otras técnicas, siendo las principales: la mínima porosidad, adaptación marginal e interna y adecuada adhesión a la cerámica; así como también, facilita la confección de restauraciones protésicas dentales en menor tiempo y con menos costo de inversión (20).

En el 2014 Huang *et al.* compararon la adaptación marginal e interna de las coronas unitarias en 246 pacientes fabricadas en diferentes tecnologías CAD / CAM en tres grupos de 90 coronas cada uno: Grupo coronas metal-cerámicas en SLM Co-Cr BEGO Medifactory system (Bego Medical, Bremen, Alemania), grupo coronas cerámicas de disilicato de litio CEREC 3D (Sirona Dental System GmbH, Bensheim, Alemania) y grupo coronas cerámicas de Zirconia Lava™ System (3M-ESPE, Minesota, USA). La evaluación de la adaptación se realizó in vivo con la técnica de la réplica de silicona, donde evaluaron la influencia del tipo de diente: anterior, premolar y molar; demostrando que el sistema SLM presenta mejor ajuste marginal e interno en comparación con los otros dos sistemas CAD / CAM examinados. El tipo de diente no influyó significativamente en la adaptación marginal o interna (21).

La discrepancia marginal e interna puede ser medida por diversos métodos como por ejemplo: examen visual directo, por microscopía óptica, estereomicroscopio, mediante la técnica de la réplica de silicona, prueba de penetración de tinte, perfilómetro y escaneo por microscopía electrónica, cada uno con sus ventajas y desventajas (2). La técnica de la réplica de silicona

utiliza réplicas de la discrepancia entre la superficie marginal e interna de la corona y la superficie externa del diente realizada con un material de impresión de silicona y se ha utilizado con frecuencia para evaluar la adaptación marginal e interna. Las deficiencias de esta técnica son defectos de material de silicona en el área de medición e inexactitudes en la evaluación del grosor de la película con un microscopio (7, 10, 18, 19).

Es importante tener en cuenta los factores de preparación dentaria en premolares para el éxito de la restauración, entre ellas las diferentes posiciones del nivel de la curvatura de la línea de terminación ya que puede tener algún efecto en la adaptación marginal e interna de cofias metálicas fabricadas con cualquier técnica; y al contar con poca evidencia científica con la técnica SLM motivó la realización de este estudio. Por lo anteriormente expuesto surge la pregunta de investigación: ¿Afectará la altura de la curvatura de la línea de terminación en premolares sobre la adaptación de cofias metálicas confecciones en SLM?

Esta investigación presenta justificación teórica y clínica, ya que aportará información y evidencia en cuanto a la adaptación marginal e interna sobre la altura de la curvatura de la línea de terminación en premolares en cofias Co-Cr fabricadas en SLM, brindando ventajas y desventajas que poseen las diferentes medidas. De esta manera permitirá conocer si estas medidas influyen en la adaptación marginal e interna, ya que al ser elaborada con una técnica CAD/CAM se espera mayor exactitud en la adaptación y evitar complicaciones biológicas, técnicas y estéticas de las restauraciones con prótesis fijas.

El propósito del presente estudio fue evaluar el efecto de la curvatura de la línea de terminación en premolares sobre la adaptación de cofias metálicas confeccionadas en SLM.

II. OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar *in vitro* el efecto de la curvatura de la línea de terminación en premolares sobre la adaptación de cofias metálicas confeccionadas en SLM.

Objetivos Específicos:

1. Determinar la discrepancia marginal e interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5 y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.
2. Comparar la adaptación marginal e interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

III. HIPÓTESIS

El efecto de la curvatura de la línea de terminación en premolares afecta la adaptación marginal e interna en cofias metálicas confeccionadas en SLM.

IV. MATERIAL Y METODOS

IV.1 Diseño del estudio

El presente estudio fue de tipo experimental *In vitro*.

IV.2 Muestra

La muestra estuvo conformada por cofias metálicas unitarias de aleación Co – Cr fabricadas con la técnica de SLM en CAD/CAM sobre curvaturas de 0.5, 1.5 y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares.

Para determinar el tamaño muestral se realizó un estudio piloto utilizando tres muestras por cada grupo, se tomó como referencia el estudio de Tao *et al*¹⁸. Se utilizó la fórmula estadística de comparación de medidas de comparación infinita.

$$n = \frac{(Z_{1-\alpha} + Z_{1-\beta})^2 * (S_1^2 + S_2^2)}{(X_1 - X_2)^2} n = \frac{(3.8416 + 0.4542)^2 * (81 + 64)}{(30 - 39)^2} = 12.41$$

→13 Cofias

Los resultados de la fórmula indicaron que el tamaño de la muestra será de 13 cofias metálicas por grupo de trabajo con un intervalo de confianza de 95 %.

Se obtuvo un total de 39 cofias, distribuidas en tres grupos de 13 cofias Co-Cr confeccionadas por SLM cada una, con curvatura de 0.5 mm ,1.5 mm y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares en relación a la posición de la terminación cervical respectivamente.

Criterios de selección

Impresiones del modelo maestro con PVS nítidas, sin distorsiones, ni burbujas. Modelos de trabajo con yeso extra duro (tipo IV) sin imperfecciones. Cofias unitarias de Co-Cr, que presentaron margen cervical íntegro y continuo elaboradas mediante la técnica SLM. Cofias unitarias Co-Cr que al ser colocadas al modelo de trabajo presentaron un asentamiento pasivo sin rotar ni pivotar, con ausencia de espacios entre la cofia metálica y el muñón, para esta última se realizó con un explorador. Muestras de la réplica de silicona VPES que mostraron integridad y continuidad en la zona de medición.

IV.3 Definición operacional de variables (Anexo1)

IV.4 Procedimientos y técnicas

Capacitación y calibración: Se realizó una capacitación y calibración a los investigadores para realizar los diversos procedimientos del estudio a cargo del Mg. Esp. Martín Quintana del Solar. Así mismo, se llevó a cabo una prueba piloto para evaluar y determinar los materiales, manejo de los mismos y la ejecución de los procedimientos. Para la capacitación y calibración del estereomicroscopio se contó con la participación del técnico encargado del Servicio de Laboratorio de Patología y Medicina Oral de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y del Mg. Esp. Jossep Gómez Alarco. Se obtuvo los índices $Kappa=0.9$ y $CCI= 0.9$.

Elaboración del modelo maestro: En el presente estudio se fabricaron 3 modelos maestros en forma de primera premolar superior derecha con curvatura de la línea de terminación de 0.5, 1.5 y 2.5 mm en relación a la posición de la terminación cervical, los cuales fueron diseñados en formato STL con las siguientes características: ángulo de convergencia total de 12° , cúspide vestibular de 6.5 mm de alto, cúspide palatina de 5.5 mm de alto (desde la línea de terminación hasta la punta de cúspide), línea de terminación *chamfer* de 1 mm. Se utilizó el software 3D Autodesk Inventor Professional 2017 y los datos fueron guardados en formato STL (Anexo 6). Posteriormente el diseño fue impreso en aleación Co-Cr en SLM en una impresora láser 3D Mlab Cusing R (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany) de la empresa 3DWORKS. Ya obtenido el modelo maestro fue pulido con cauchos negros para metal (Jota AG, Rüthi, Switzerland) y trapos de felpa (Jota AG, Rüthi, Switzerland) y se colocó en una base acrílica de autopolimerización Duracryl[®] color rosado (New Stetic, Antioquia, Colombia). Finalmente, sobre las bases acrílicas se marcó las caras mesial (M), distal (D), vestibular (V) y palatino (P) para un mejor manejo y manipulación (Figura 1).

Toma de impresión: Una vez obtenidos los 3 modelos maestros de Co-Cr se utilizó dispositivos de plástico rígido para la toma de impresión que simulaban cubetas individuales,

tapón hembra tapón de cloruro de polivinilo clorado (CPVC) de ½ pulgada para agua caliente Pavco® (Mexichem, Lima, Perú), se aplicó adhesivo universal para silicona, Tray Adhesive® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy). 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 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. Se obtuvo un impresión por cada modelo maestro (Figura 2).

Elaboración de los modelos de trabajo:

Después del tiempo de espera recomendado por el fabricante (1 hora), se confeccionaron los 3 modelos de trabajo en el Laboratorio Dental DV, se realizó el vaciado con yeso tipo IV Resin Rock (Whip Mix® Corporation, Kentucky, Estados Unidos) para lo cual se pesó el yeso y se medió el agua para una dosificación ideal entre agua/yeso de 20 ml de agua/100g de polvo mezclado al vacío, con un tiempo de trabajo de 6 minutos y así obtener una mezcla uniforme e isotrópica con una expansión de 0.08% según datos del fabricante. Previamente, se colocó Lubrofilm en spray a las impresiones para romper tensiones durante el vaciado. Con vibraciones constantes se vertió la preparación 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, estos se almacenaron en recipientes sellados herméticamente. Obtenidos todos los modelos se delimitó con lápiz rojo la línea de terminación del margen cervical (Figura 3 y 4).

Confección de cofias Co-Cr en SLM: Se confeccionaron cofias por la técnica SLM para lo cual se utilizó la impresora 3D *Mlab Cusing R* (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany). Los 3 modelos de trabajo de curvatura de la línea de terminación de 0.5, 1.5 y 2.5 mm fueron escaneados por el escáner de alta precisión 3Shape D2000 (3Shape, Copenhagen, Denmark), este escáner emite una serie de franjas de luz sobre el modelo de trabajo y los sensores 3D capturaron la información que luego fue transferida a una computadora y a través del software 3Shape Dental Designer (3Shape, Copenhagen, Denmark) generó un modelo 3D para luego ser impresas (Figura 5); seguidamente se realizó la impresión de las cofias en la impresora 3D *Mlab Cusing R* (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany) que utiliza un láser de fibra de Nd-YAG de alta potencia, tecnología Láser CUSING[®] en una atmósfera de Nitrógeno, en aleación de polvo de Co-Cr empleando el producto Remanium[®] star CL (Dentaurum GmbH, Ispringen, Germany) de 10-30 μm ; inicialmente el láser fusionó sobre una platina una serie de pines de una longitud aproximada de 3 mm que sirven de soporte para la impresión de las estructuras propiamente dichas; la confección de una cofia requirió al menos 500 disparos del láser, con un promedio de 4 horas; para la confección de las 39 cofias se necesitó un promedio de 5 horas. Las cofias fueron removidas de la platina y las superficies externas fueron pulidas suavemente para eliminar las huellas de los pines con una fresa para metal. El acabado final se realizó mediante el arenado de las estructuras con partículas óxido de aluminio de 50 μm a 2 bar de presión en la parte interna y externa de las cofias. Se diseñaron cofias metálicas de 0.5mm de espesor en todas sus caras excepto en oclusal que fue de 1mm para poder soportar la carga en la máquina de compresión. Durante el estudio piloto se determinó las medidas del espacio para el cemento de la zona marginal e interna (axiales y oclusal), de acuerdo a la

metodología del grupo de investigación GIREC, obteniendo para los grupos de curvaturas de 0.5mm y 1.5 mm una mejor adaptación con espacio para cemento interno de 60 μm y marginal 40 μm , mientras que para el último grupo de curvatura de 2.5mm, el espacio para el cemento interno fue de 55 μm y marginal 40 μm (7,10).

Evaluación de la adaptación marginal e interna: Se realizó una evaluación para confirmar el asentamiento pasivo y la no rotación de las cofias metálicas en sus respectivos modelos maestros, a través de una inspección visual; las cofias que cumplieron estas características fueron evaluadas por la técnica de la réplica de la silicona. Se aplicó a los modelos una capa muy delgada de vaselina de consistencia sólida (Vaselina Pura Maribel, Lima, Perú) en toda su superficie, con el objetivo de crear una lubricación para el retiro de la cofia metálica después de ser asentada con la silicona. Después se aplicó en el interior de la cofia metálica la silicona VPES blanco Fit CheckerTM 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 dicha cofia realizando un asentamiento inicial con los dedos sobre el modelo maestro completando el asentamiento total en la máquina digital de ensayos universales CTM-5L (LG Electronics, Seúl, Korea) en el laboratorio especializados en calibraciones HTL a través de una presión constante de 50 N en dirección perpendicular al eje de la cofia metálica por un tiempo de 1 minuto recomendado por el fabricante, completando el tiempo de polimerizado de 2 minutos según indicaciones del fabricante a una temperatura de 23 °C; entre las opciones de tipos de punta de la maquina se escogió la punta con forma cilíndrica con extremo redondeado la cual fue la más indicada para ejercer presión en la parte media de las cofias metálicas, esta máquina nos permitió ejercer presión constante y uniforme para así evitar errores en el estudio, luego se retiró la presión ejercida por la maquina universal y se removió la cofia del modelo maestro con cuidado para así mantener intacta la película de silicona VPES Fit CheckerTM 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 una temperatura de 23° C para posteriormente ser removida la réplica del interior de la cofia (Figura 6).

Pasada las 48 horas, de la remoción de la réplica de silicona se seccionaron con un bisturí N° 11 en sentido vestíbulo-palatino y así obtener dos fragmentos, uno mesial y otro distal, el fragmento que se escogió para ser medido fue el mesial, seguidamente se seccionó en sentido disto- mesial y el fragmento elegido para analizarlo fue el fragmento vestibular (Figura 7). Se utilizó un estéreomicroscopio 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 (µm) el espesor de la película de silicona VPES Fit Checker™ Advance (GC Corporation, Tokyo, Japan) a nivel de la zona marginal, axial y oclusal (Figura 8). La medida del espesor se realizó en 2 puntos marginales y 4 puntos internos tanto en el corte vestíbulo-palatino como en el disto-mesial, haciendo un total de 12 puntos de medición por cofia metálica (7,10). Se confeccionaron primero un grupo de réplicas de silicona el cual fue medido luego de 48 horas para evitar un sesgo en la medición por el cansancio visual, posteriormente se volvió a confeccionar otro grupo de réplicas de silicona, en total se confeccionaron 9 grupos de 4 réplicas y 1 grupo de 3 réplicas, haciendo un total de 39 réplicas de silicona, para ser medidos cada grupo a las 48 horas.

Se elaboró una ficha de recolección de datos y se anotaron en micrómetros los valores de adaptación marginal e interna registrados en cada una de las réplicas de silicona VPES de

cada curvatura. Fueron doce medidas por muestra, seis de ellas en sentido vestíbulo – palatino y seis medidas en sentido disto-mesial (Anexo 2).

IV.5 Aspectos éticos del estudio.

El estudio se realizó luego de recibir la aprobación del Unidad Integrada de Gestión de Investigación, Ciencia y Tecnología de las Facultades de Medicina, de Estomatología y de Enfermería y la posterior aprobación del comité institucional de ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (CIE-UPCH). Se realizó 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 solicitó mediante una carta el uso del estéreo microscopio del laboratorio de patología y medicina oral de la FAEST-UPCH (Anexo 3). Se solicitó mediante una carta el uso del equipo de ensayo universal para presión constante Instron de la empresa High Technology Laboratory (HTL). (Anexo 4 y 5). 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 el Mg. Esp. Jossep Mauro Gómez Alarco.

IV. 6 Plan de análisis.

Se elaboró una base de datos con la información recolectada en una hoja de cálculo *MICROSOFT EXCEL 2016* que fue exportado del programa STATA 12.0 para efectuar los análisis estadísticos. Los análisis descriptivos (univariado) para las variables cuantitativas emplearon medidas de tendencia central (media aritmética) y medidas de dispersión (desviación estándar). Luego se procedió con la comprobación del supuesto de normalidad

con la prueba de Shapiro Wilk. Para el análisis bivariado y multivariado se utilizaron las pruebas t Student, ANOVA y la prueba de comparaciones múltiples de Scheffe, si los datos fueron paramétricos, o las pruebas U Mann Whitney y Kruskal Wallis como variantes no paramétricas.

V. RESULTADOS.

El estudio realizó la evaluación in vitro del efecto de la curvatura de la línea de terminación en premolares sobre la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr). La muestra estuvo constituida por 39 cofias metálicas confeccionadas en SLM divididas en 3 grupos de 13 muestras por cada curvatura de la línea de terminación. En cada muestra obtenida, se realizaron 12 mediciones, seis en sentido vestíbulo-palatino y seis en sentido disto-mesial.

La tabla N° 1 muestra los resultados descriptivos de las discrepancias marginales de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5 y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM, de los tres grupos de curvatura estudiadas, la curvatura 0.5mm obtuvo un promedio de $87.02 \pm 24.89 \mu\text{m}$, mientras que la curvatura de 1.5mm obtuvo un promedio de $93.55 \pm 14.45 \mu\text{m}$ y la curvatura de 2.5mm un promedio de $93.07 \pm 11.71 \mu\text{m}$.

La tabla N°2 muestra los resultados descriptivos de la discrepancia interna, en los cortes axial y oclusal, de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM. En el corte axial de la curvatura de 0.5mm se obtuvieron promedio de $62.61 \pm 16.11 \mu\text{m}$, en curvatura de 1.5mm, $63.57 \pm 10.64 \mu\text{m}$ y finalmente en la curvatura de 2.5 mm, $66.20 \pm 11.05 \mu\text{m}$. A nivel del corte oclusal, la curvatura de 0.5mm se obtuvieron promedio de $228.21 \pm 31.05 \mu\text{m}$, en curvatura de 1.5mm, $201.27 \pm 17.62 \mu\text{m}$ y finalmente en la curvatura de 2.5 mm, $194.80 \pm 19.93 \mu\text{m}$.

La Tabla N°3 muestra los resultados de la comparación de la adaptación marginal e interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM, de tal manera que la curvatura de la línea de terminación presentó diferencias estadísticamente significativas sobre la adaptación marginal ($p=0.003$) y oclusal ($p<0.0001$) pero estas pruebas estadísticas no indicaron que curvatura tuviera mejor adaptación; mientras que a nivel axial no presentó diferencias estadísticas ($p=0.3397$), lo que demostró que el grado de curvatura no influye en la adaptación axial.

La Tabla N°4 muestra resultados de las comparaciones múltiples de la adaptación marginal de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM, estas pruebas estadísticas van a permitir saber que curvatura tuvo mejor adaptación. Al comparar la curvatura de la línea de terminación de 0.5mm con 1.5 mm y 2.5 mm en relación a la discrepancia marginal, se encontró diferencias estadísticamente significativas, siendo la curvatura de 0.5 mm el que presenta mejor adaptación a nivel marginal con relación a 1.5 mm ($p=0.0052$) y a 2.5 mm ($p=0.002$). En relación a la discrepancia oclusal, se encontró diferencias estadísticamente significativas, siendo la curvatura de 0.5 mm el que presenta mayor gap a nivel oclusal con relación a 1.5 mm y a 2.5 mm (ambas con $p<0.0001$). Por otro lado, al comparar la curvatura de 1.5 mm y 2.5mm, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en ninguno de los puntos de evaluación. En cuanto a la diferencia de medias, la curvatura de 0.5 mm tiene una mejor adaptación marginal de $6.53 \mu\text{m}$ en comparación con las curvaturas de 1.5 y 2.5 mm.

VI. DISCUSIÓN

Diversos autores han realizado investigaciones para determinar cuál es el valor aceptable de la discrepancia marginal, por ejemplo, Holmes, Fransson y McLean indican que valores entre 50

a 120 μm son clínicamente aceptables para el éxito a largo plazo (2, 3, 7, 9- 11); mientras que la discrepancia interna puede variar entre las 50 a 350 μm (5, 6, 10).

Las medidas de la discrepancia marginal e interna están directamente relacionadas con la curvatura de la línea de terminación, a menor sea la curvatura mayor será la adaptación siendo una relación inversamente proporcional; como fue comprobado en este estudio: la curvatura de 0.5mm presentó una discrepancia marginal ($87.02 \pm 24.89 \mu\text{m}$) mientras que las curvaturas de 1.5mm ($93.55 \pm 14.45 \mu\text{m}$) y 2.5mm ($93.07 \pm 11.71 \mu\text{m}$) en premolares superiores. Tao y Han en el 2009 (18), evaluaron la adaptación marginal en cofias metálicas para corona metal cerámica en incisivos superiores a nivel vestibular, lingual, mesial y distal consiguiendo los siguientes discrepancias: en la curvatura de 1 mm $20 \pm 5 \mu\text{m}$, $22 \pm 5 \mu\text{m}$, $22 \pm 8 \mu\text{m}$ y $25 \pm 9 \mu\text{m}$; en la curvatura de 3 mm resultaron $23 \pm 5 \mu\text{m}$, $21 \pm 5 \mu\text{m}$, $30 \pm 9 \mu\text{m}$ y $31 \pm 10 \mu\text{m}$, y para la curvatura de 5 mm fueron $25 \pm 6 \mu\text{m}$, $23 \pm 5 \mu\text{m}$, $39 \pm 8 \mu\text{m}$ y $38 \pm 9 \mu\text{m}$, respectivamente; concluyendo que cuanto menor es la curvatura, mejor será la adaptación marginal. Si bien es cierto que el tipo de diente y análisis a nivel marginal fue diferente, sin embargo la conclusión fue tan igual a este estudio, por lo tanto se evidencia una influencia de la curvatura de la línea de terminación, de tal manera a menor sea ésta, mejor será la adaptación marginal.

Por otro lado, Asavapanumas y Leeivaloj en el 2013, quienes también evaluaron la adaptación marginal pero en cofias fabricadas en Zirconia con los sistemas Cercon (Ceramco Dentsply, York, USA) y Lava™ System (3M-ESPE, Minesota, USA) además del disilicato de litio IPS e.max (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), en diferentes alturas de curvatura de la línea de terminación (1, 3 y 5 mm) en incisivos centrales superiores los resultados obtenidos a nivel marginal en la curvatura de 1mm por el sistema Cercon fue de $38.30 \pm 6.85 \mu\text{m}$, en el IPS emax $52.22 \pm 10.66 \mu\text{m}$, por último, en sistema Lava™ $69.99 \pm 6.77 \mu\text{m}$. Mientras que en la curvatura de 3mm en el sistema Cercon fue de $60.18 \pm 9.74 \mu\text{m}$, el IPS emax $81.79 \pm 16.20 \mu\text{m}$

y en sistema Lava™ $99.19 \pm 15.32\mu\text{m}$. Finalmente, en la curvatura de 5 mm por el sistema Cercon fue de $76.59 \pm 23.01\mu\text{m}$, en el IPS emax $106.44 \pm 18.48\mu\text{m}$, por último, en sistema Lava™ $128.34 \pm 20.79\mu\text{m}$ (17) A pesar de que Asavapanumas y Leeivaloj utilizaron materiales diferentes, como el Zirconio e IPS Emax, llegaron a la conclusión que a menor curvatura mejor es la adaptación marginal. La conclusión dada por estos autores es concordante con ésta investigación a pesar que el material de la muestra fueron cofias metálicas de Co-Cr. Cabe resaltar que los rangos encontrados en el estudio de Asavapanumas y Leeivaloj, también se encuentran dentro de los parámetros clínicos aceptables.

Los resultados obtenidos en ésta investigación sobre la adaptación marginal e interna, podría estar relacionado con la arquitectura gingival. Si bien estos autores utilizaron piezas dentales anteriores, los que anatómicamente son diferentes al de premolares, piezas dentales utilizadas en este estudio; se puede llegar a concluir que, la curvatura tiene influencia en la adaptación marginal, indistintamente cual sea la pieza dentaria. Por lo tanto, el grupo con mayor curvatura debe exhibir mayor discrepancia marginal

Las discrepancias oclusales en este estudio para las curvaturas de 0.5mm, 1.5mm y 2.5mm obtuvieron promedios de $228.21 \pm 31.05\mu\text{m}$, $201.27 \pm 17.62\mu\text{m}$ y $194.80 \pm 19.93 \mu\text{m}$ respectivamente, los cuales son clínicamente aceptables, ya que en la mayoría de estudios los valores oscilan entre 50 a $350 \mu\text{m}$ (5, 6, 10). En las tres curvaturas la zona axial tuvo mejor adaptación interna que la zona oclusal, pero estos resultados sólo son valores descriptivos que no fueron concluyentes, ya que en la mayoría de los puntos evaluados no existió diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$).

Otra de las razones por la que los resultados de este estudio se encontraron dentro del rango aceptable, es la técnica SLM usada para la fabricación de las cofias, el cual tiene

características de precisión en la adaptación marginal e interna y buen asentamiento, además que los errores por el técnico dental son menores (5).

Diversos autores como Huang *et al.* en el año 2014 hallaron que el sistema SLM presenta mejor adaptación marginal e interno en comparación con los otros dos sistemas CAD / CAM examinados (CEREC 3D y Lava™ System) y que el tipo de diente no influyó significativamente en la adaptación marginal o interna (21). De igual manera, Xu *et al.* (5), en el 2014 encontró que las copias de Co-Cr fabricadas por técnica SLM presentaban menor discrepancia marginal ($102.86 \pm 40.54\mu\text{m}$) en comparación a la técnica de cera perdida colada por centrifugación por inducción ($170.19 \pm 66.17\mu\text{m}$) presentado una diferencia significativa. Huang *et al.* en el año 2015 concluyeron que la adaptación marginal de coronas metal-cerámicas del grupo de SLM de aleación Co-Cr fueron similares a las del grupo de colado de aleación Au-Pt ($75.6 \pm 32.6\mu\text{m}$ y $76.8 \pm 32.1 \mu\text{m}$, respectivamente) y mejores que el grupo de colado de aleación Co-Cr ($91.0 \pm 36.3\mu\text{m}$) (12). Asimismo, Koutsoukis *et al.* en 2015 en su revisión sistemática de artículos científicos, reporte de caso y revisión de la literatura sobre la técnica de SLM comparándola con la técnica de fundición convencional y de fresado; llegó a la conclusión que la técnica SLM ofrece muchas ventajas en comparación con las otras técnicas, siendo una de las principales: la adaptación marginal e interna (20). Como se puede apreciar con los datos de otras investigaciones, existe diferencia significativa en la adaptación marginal e interna en copias metálicas fabricadas por técnica SLM en comparación con otros sistemas CAD/CAM e incluso también con otro tipo de aleación, así como, en copias coladas de aleación Co-Cr.

El tipo de aleación utilizada en la línea de investigación GIREC fue de Co-Cr fabricadas por SLM. Este sistema ofrece muchas ventajas en comparación con las otras técnicas, como la mínima porosidad, adaptación marginal e interna y adecuada adhesión a la cerámica; menor tiempo de trabajo y con menos costo de inversión (5, 19, 20).

Otra consideración que se tuvo en el estudio, fue el número de mediciones para la discrepancia marginal e interna, se usó en total 12 puntos de medición en cada muestra, similar a los estudios realizados por Anusavise *et al.* y Jahanguiri *et al.* (23,24); ya que otros autores como Groten *et al.*, (25) indican que para evaluar la adaptación de una restauración unitaria se debe medir como mínimo en 50 puntos.

Aun no se cuenta con evidencia suficiente que haya comparado las curvaturas de la línea de terminación a nivel de premolares, como es el caso de este estudio. A pesar de ello, se pudo evidenciar que existe diferencia estadísticamente significativa al comparar las curvaturas 0.5mm, 1.5mm y 2.5mm de la línea de terminación, tanto a nivel marginal y oclusal, mas no a nivel axial. Todos los valores promedio obtenidos fueron clínicamente aceptables y la hipótesis planteada fue aceptada parcialmente, porque la curvatura de la línea de terminación en premolares si tiene efecto sobre la adaptación marginal en cofias metálicas confeccionadas en SLM, pero con respecto a la adaptación interna la curvatura solo tiene efecto a nivel oclusal pero no a nivel axial.

Se recomienda realizar investigaciones que permitan evaluar la adaptación marginal e interna en diferentes curvaturas mediante otras técnicas de fabricación, con diferentes líneas de terminación, con diferentes ángulos de convergencia, después del proceso de aplicación de la porcelana y/o con otros materiales de fabricación de cofias.

VII. CONCLUSIONES

1. A menor curvatura de la línea de terminación, la adaptación marginal e interna mejora, de tal manera que si existe un efecto de la curvatura de la línea de terminación sobre la adaptación de cofias metálicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) confeccionadas en SLM en premolares.

2. La discrepancia marginal de los tres grupos de estudio fue clínicamente aceptables, menores a 120 μ m. Con respecto a la discrepancia interna, los rangos también se encontraron dentro de los parámetros aceptables, promedios entre 50-350 μ m.

3. Al comparar la adaptación marginal entre las curvaturas 0.5mm, 1.5mm y 2.5mm, se concluye que, a menor curvatura, mejor será la adaptación marginal. De igual manera sucede en la adaptación interna de la zona oclusal. Mientras que, en la zona axial, las curvaturas no influyen en la adaptación interna. En conclusión los resultados de esta investigación no fueron concluyentes, por lo cual se sugiere seguir investigando en el tema.

VIII. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La limitación de este estudio estuvo básicamente relacionada con el costo de fabricación de las cofias SLM, debido ser una tecnología relativamente nueva en nuestro país, no se cuenta con varias empresas que realicen el mismo servicio. Así como el uso de un solo sistema de comparación CAD/CAM, siendo este las cofias metálicas Co-Cr confeccionadas en SLM.

Al ser un estudio inédito, no se cuenta con la suficiente bibliografía para realizar comparaciones con los resultados obtenidos por otros autores, lo que limita la discusión.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Guerra J. Estudio comparativo in vitro sobre la adaptación marginal en coronas de disilicato de litio: prensadas vs CAD/CAM. [Tesis para obtener el título Maestría en Odontología Restauradora]. Nuevo León: Universidad Autónoma de Nuevo León; 2012. 4-9p.
2. Euan R. Evaluación del ajuste marginal de coronas de zirconio fabricadas con dos sistemas CAD/CAM en preparaciones con dos diferentes diseños de línea de terminación.

- [Tesis para obtener el Grado de Doctor]. Nuevo León: Universidad Internacional de Catalunya; 2014. 10,23p.
3. Suarez M. Evaluación del sellado marginal de coronas de titatio colado y mecanizado con dos líneas de determinación. [Tesis para obtener el Grado de Doctor]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004. 14p.
 4. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater* 2013;29: 91-6.
 5. Xu D, Xiang N, et al. The marginal fit of selective laser melting fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014; 112:1437-40.
 6. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*. 2008; 24:1311-5.
 7. Flores Y. Evaluación in vitro de las adaptaciones marginal e interna de cofias metálicas de aleación cobalto cromo (Co-Cr) sobre una línea de terminación tipo chamfer, confeccionadas con dos técnicas: cera pérdida colada por centrifugación convencional y el sistema fusión selectiva por láser asistido por computador (CAD/CAM) [Tesis para obtener el título profesional de especialista en Rehabilitación Oral]. Lima: UPCH; 2017. 64p
 8. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct; 62(4):405-8.
 9. 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; 113(6), 623-7.
 10. 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 chamfer 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. 80p.
11. 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.
 12. 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), 623-27.
 13. Pegoraro LF. Prótesis Fija. 1ed.Sao Paulo: Artes Médicas; 2001
 14. Rosenstiel, Land, Fujimoto. Protesis Fija contemporánea. 4 ed. Barcelona: Elsevier; 2009.
 15. Mezzomo E. Rehabilitación Oral Contemporanea. 1 ed.Colombia: Amolca; 2010
 16. Hunter A, Hunter A. Gingival crown margin configurations: A review and discussion. Part I: Terminology and widths. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1990;64(5):548-52.
 17. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2013;109(4):227-33.
 18. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence International.* 2009;40:745-52.
 19. Kim E, Lee D, Kwon S, Kwon T. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 393-9.

20. Koutsoukis T, Zinelis S, et al. 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
21. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *Journal of Prosthodontics*. 2014; 24(4):291-295.
22. Lindhe J, Lang N, Karring T. *Periodontología clínica e implantología odontológica*. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2005.
23. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. in: *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed. St. Louis: Elsevier/Saunders; 2013.
24. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *J Prosthet Dent*. 2005 Feb; 93(2):138-42.
25. 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 Variables

VARIABLE	DIMENSIÓN	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	TIPO	INDICADOR	ESCALA DE MEDICION	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 marginal de la película de silicona.	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 entre la preparación y la cofia metálica.	Razón	Micrómetros (um)

Línea de curvatura (variable dependiente)		Línea curva determinada por la extensión periférica de una preparación a nivel de la gingival.	Curvatura de la línea de terminación en relación a las cuatro caras del modelo maestro.	Cuantitativa	Altura de la línea de curvatura vestibulo-mesio-palatino, vestibulo-distopalatino.	Razón	Milímetros (mm) 0.5 1.5 2.5
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 adición de polvo de Co-Cr fusionado mediante un láser de Nd-YAg	Nominal monotómica	Técnica de sistema de fusión selectiva láser por CAD/CAM.
Zona de Medición (covariable)	Punto de medición marginal en sentido vestibulo-palatino	Sección de la réplica de silicona según la dirección del corte.	Vestíbulo-palatino: sección de la réplica de la silicona de vestibular a palatino.	Cuantitativa	Puntos marginales (A1, F1). Puntos internos (B1,C1,D1,E1)	Razón	Micrómetros (um) 0.5,1.5,2.5 mm

	Punto de medición marginal de la curvatura en sentido disto-mesial	Sección de la réplica de silicona según la dirección del corte.	Disto-mesial: Sección de la réplica de silicona de distal a mesial.	Cuantitativa	Puntos marginales (A2, F2). Puntos internos (B2,C2,D2,E2)	Razón	
--	--	---	--	--------------	--	-------	--

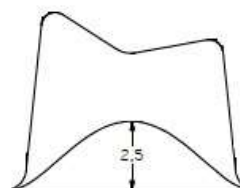
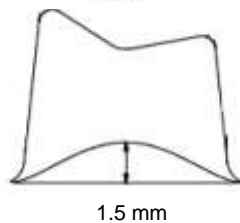
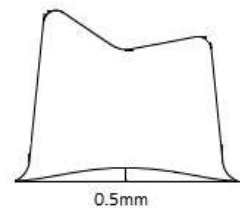
ANEXO 2

Ficha de recolección de datos

Corte: _____						
Línea de curvatura: _____ mm						
Puntos de evaluación	A() μm	←B() μm	↓C() μm	↓D() μm	→E() μm	F() μm
Muestra N° 1						
Muestra N° 2						
Muestra N° 3						
Muestra N° 4						
Muestra N° 5						
Muestra N° 6						
Muestra N° 7						
Muestra N° 8						
Muestra N° 9						
Muestra N° 10						
Muestra N° 11						
Muestra N° 12						
Muestra N° 13						

- A1: Sección marginal vestibular.**
- B1: Sección interna axial vestibular.**
- C1: Sección interna oclusal vestibular.**
- D1: Sección interna oclusal palatino.**
- E1: Sección interna axial palatino.**
- F1: Sección marginal palatino.**

- A2: Sección marginal distal.**
- B2: Sección interna axial distal.**
- C2: Sección interna oclusal distal.**
- D2: Sección interna oclusal mesial.**
- E2: Sección interna axial mesial.**
- F2: Sección marginal mesial.**



ANEXO 5

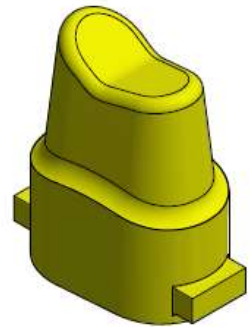
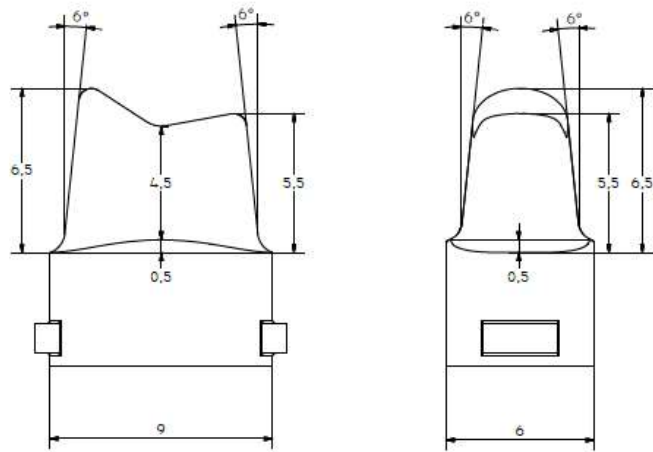


- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

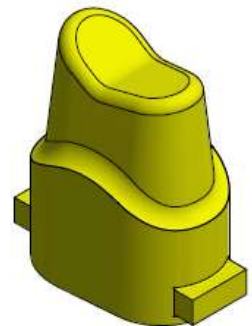
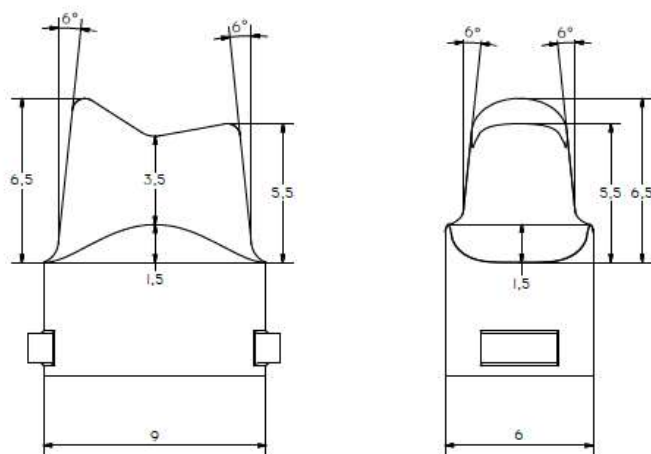
INFORME DE ENSAYO N°	IE-0156-2018	EDICION N° 1	Página 1 de 4
PRUEBA DE CARGA EN COFIAS METÁLICAS INYECTADAS CON SILICONA FLUIDA			
1. TESIS	*EVALUACIÓN IN VITRO DEL EFECTO DE LA CURVATURA DE LA LÍNEA DE TERMINACIÓN EN LA ADAPTACIÓN DE COFIAS METÁLICAS CONFECCIONADAS EN FUSIÓN SELECTIVA LÁSER*		
2. DATOS DEL SOLITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Gaby Oliveira Ruiz		
DNI	[REDACTED]		
NOMBRE Y APELLIDOS	Cecilia del pilar Portocarrero claros		
DNI	[REDACTED]		
DIRECCIÓN	[REDACTED]		
DISTRITO	[REDACTED]		
3. EQUIPOS UTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L		
MARCA	LG		
APROXIMACIÓN	0.001 N		
INSTRUMENTO	Vernier digital de 200mm		
MARCA	Mitutoyo		
APROXIMACIÓN	0.01mm		
4. RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	27	Setiembre	2018
LUGAR DE ENSAYO	[REDACTED]		
CANTIDAD	3 Grupos		
DESCRIPCIÓN	Cofias inyectadas con silicona fluida		
IDENTIFICACIÓN	Grupo 1	Cofias Co-Cr confeccionadas por SLM sobre un modelo de yeso con curvatura de 0.5 mm de la línea de terminación chamfer en premolares en relación a la posición de la terminación cervical.	
	Grupo 2	Cofias Co-Cr confeccionadas por SLM sobre un modelo de yeso con curvatura de 1.5 mm de la línea de terminación chamfer en premolares en relación a la posición de la terminación cervical.	
	Grupo 3	Cofias Co-Cr confeccionadas por SLM sobre un modelo de yeso con curvatura de 2.5 mm de la línea de terminación chamfer en premolares en relación a la posición de la terminación cervical.	
5. REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	30	Noviembre	2018

ANEXO 6

Diseño Curvatura 0.5 mm



Diseño Curvatura 1.5 mm



Diseño Curvatura 2.5 mm

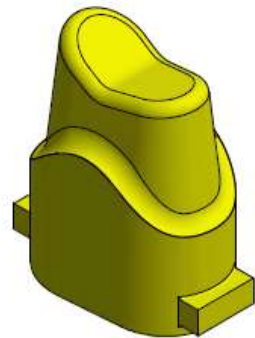
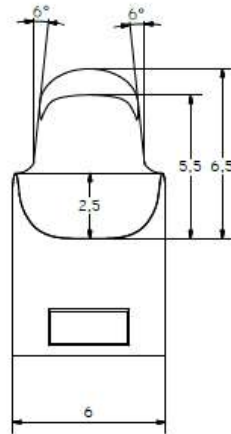
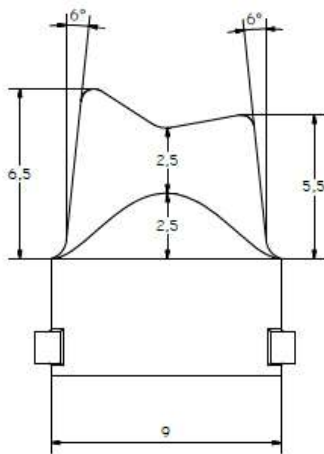


Tabla N°1: Discrepancia marginal de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5 y 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Curvatura 0.5 mm	46.24	164.68	87.02	24.89	0.0002
Curvatura 1.5 mm	67.9	131.2	93.55	14.45	0.374
Curvatura 2.5 mm	60.47	124.15	93.07	11.71	0.534

Tabla N°2: Discrepancia interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

	Axial					Oclusal				
	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad	Min	Max	Promedio	D.E.	Normalidad
Curvatura 0.5 mm	28.41	98.41	62.61	16.11	0.2746	182.74	298.47	228.21	31.05	0.1461
Curvatura 1.5 mm	45.66	88.61	63.57	10.64	0.1755	164.87	236.66	201.27	17.62	0.7646
Curvatura 2.5 mm	38.61	88.23	66.20	11.05	0.3945	155.52	263.9	194.80	19.93	0.1674

Tabla N°3: Comparación de la adaptación marginal e interna de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

Curvaturas	Marginal		Axial		Oclusal	
	Prom (D.E.)	Valor p	Prom (D.E.)	Valor p	Prom (D.E.)	Valor p
Curvatura 0.5 mm (A)	87.02 (24.89)		62.61 (16.11)		228.21 (31.05)	
Curvatura 1.5 mm (B)	93.55 (14.45)	0.003**	63.57 (10.64)	0.3397*	201.27 (17.62)	<0.0001*
Curvatura 2.5 mm (C)	93.07 (11.71)		66.19 (11.05)		194.80 (19.93)	

*Prueba ANOVA de Un Factor
**Prueba Kruskal Wallis

significancia p<0.05

Tabla N°4: Comparaciones múltiples de la adaptación marginal de cofias Co- Cr en curvaturas de 0.5, 1.5, 2.5 mm de la línea de terminación en premolares confeccionadas en SLM.

Curvaturas	Discrepancia Marginal		Discrepancia Axial		Discrepancia Oclusal	
	Diferencia medias	Valor p	Diferencia medias	Valor p	Diferencia medias	Valor p
Curvatura 0.5 mm* Curvatura 1.5 mm	-6.53	0.0052**	-0.96	0.7214*	26.94	<0.0001***
Curvatura 0.5 mm* Curvatura 2.5 mm	-6.04	0.002**	-3.59	0.1884*	33.41	<0.0001***
Curvatura 1.5 mm Curvatura 2.5 mm	0.49	0.8504*	-2.63	0.2194*	6.47	0.379***

* Prueba t student

** Prueba U Mann Whitney

*** Prueba de comparaciones múltiples (Scheffe)

significancia p<0.05

FIGURA 1. Modelos maestros en Co-Cr con curvaturas de 0.5mm, 1.5mm, 2.5mm.



FIGURA 2. Toma de impresión a los modelos maestros



FIGURA 3. Vaciado con yeso extra duro (Tipo IV) para modelos de trabajo



FIGURA 4. Modelos maestros en Co-Cr y modelos de trabajo en yeso tipo IV.



FIGURA 5. Confección de cofias Co-Cr en SLM



FIGURA 7. Cortes de la réplica de la silicona en sentido vestibulo-palatino y disto-mesial.



FIGURA 6. Aplicación del Fit Checker con presión constante a 50 N en la máquina Instron y obtención de la réplica de silicona



FIGURA 8. Vista al estereomicroscopio y medición en μm en punto marginal

