



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
ADAPTACIÓN DE COFIAS METÁLICAS
FABRICADAS CON LA TÉCNICA
FUSIÓN SELECTIVA POR LÁSER EN
FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE
CONVERGENCIA TOTAL Y EL
ESPACIO PARA EL CEMENTO

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA CON
MENCIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

JOSSEP MAURO GÓMEZ ALARCO

LIMA – PERÚ

2018

ASESOR

Mg.Esp. Martín Gilberto Quintana del Solar

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

CO-ASESOR

Mg. Leyla Delgado Cotrina

Departamento Académico de Clínica Estomatológica

AGRADECIMIENTO

A mis padres porque me ayudaron a iniciar este camino que aún continúa.

A mis asesores por guiarme en esta etapa de aprendizaje, dos personas con una calidez humana y un profesionalismo increíble.

A Natita que siempre está conmigo haciendo que siga este camino constante de crecimiento, y mi gran amiga Cinthya quien me guió en muchos pasos en esta investigación.

FINANCIAMIENTO

La tesis fue autofinanciada

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Discrepancia marginal (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricada con la técnica fusión selectiva por láser.	35
Tabla 2. Discrepancia axial (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.	36
Tabla 3. Discrepancia oclusal (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.	37
Tabla 4. Comparación de la discrepancia marginal e interna del espacio para el cemento seleccionado y obtenido de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.	38
Tabla 5. Comparación de la discrepancia marginal e interna de los ángulos de convergencia total 12° , 16° y 20° en cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.	39

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Esquema de los puntos de evaluación a nivel marginal, axial y oclusal en las dos vistas vestíbulo palatino y disto mesial.	30
Figura 2. Espacios para el cemento interno y marginal obtenidos para los ángulos de convergencia total de 12°, 16° y 20°.	32

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

ADA	:	American Dental Association Asociación Dental Americana
ASTM	:	American Society for Testing and Materials Sociedad Americana para Pruebas y Materiales
Au	:	Oro
CAD/CAM	:	Computer aided design /computer aided manufacturing Diseño asistido por computadora / manufactura asistida por computadora
Co	:	Cobalto
Cr	:	Cromo
DMLS	:	Sinterización por láser directo de metal
FDM	:	Fused deposition modeling Modelado por deposición fundida
ISO	:	International Organization for Standardization Organización Internacional de Estandarización
Lb	:	Libras
LCW	:	The lost wax and casting La cera perdida y colado
MPa	:	Megapascals
Mn	:	Manganeso

Mm	:	Milímetros
N	:	Nitrógeno
Nd-YAG	:	Granate de aluminio de itrio dopado con neodimio
Ni	:	Níquel
RM	:	Manufactura rápida
RP	:	Prototipado rápido
SEBM	:	Selective electron beam melting Fusión de haz selectivo de electrón
SLA	:	Stereolithography Estereolitografía.
SLM	:	Selective Laser Melting Fusión selectiva por láser
SLS	:	Selective Laser Sintering Sinterizado selectiva por láser
SMB	:	The milling of a soft metal block Fresado de un bloque suave de metal
µm	:	Micrómetros
VPS	:	Polivinilsiloxano
VPES	:	Vinil polieter silicona
W	:	Wolframio o tungsteno
wt	:	Porcentaje en peso
Zn	:	Zinc

LISTA DE CONTENIDOS

	Pág
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	3
II.1 Planteamiento del problema	3
II.2 Justificación	5
III. MARCO CONCEPTUAL	6
IV. OBJETIVOS	19
IV.1 Objetivo general	19
IV.2 Objetivos específicos	19
V. HIPÓTESIS	20
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	21
VI.1. Diseño del estudio	21
VI.2. Muestra	21
VI.3. Criterios de Selección	21
VI.4. Variables	22
VI.5. Técnicas y procedimientos	22
VI.6. Plan de análisis	31
VI.7. Consideraciones éticas	31
VII RESULTADOS	32
VIII DISCUSIÓN	40
IX CONCLUSIONES	48
X RECOMENDACIONES	49
XI REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51
ANEXO	

RESUMEN

Objetivo: El propósito del presente estudio fue evaluar la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser en función del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento. **Materiales y Métodos:** Se confeccionaron modelos de trabajo los cuales se dividieron en 3 grupos (n=10): ángulo de convergencia total 12° con espacios para el cemento de 80 µm interno / 60 µm, ángulo 16° se le asignó 70 µm interno/ 50 µm marginal y para 20° fue 40 µm interno/ 30 µm marginal. Para evaluar la adaptación se utilizó el método de la réplica de la silicona; cada muestra se seccionó en sentido vestibulo – palatino y disto – mesial, teniendo un total de 12 mediciones que fueron realizadas en el estéreo microscopio Greenough Leica S8 APO (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) a un aumento de 40X. **Resultados:** El promedio de la discrepancia marginal en el grupo 12° fue 64.62.µm (1.88), para 16° 53.89 µm (1.33). y para 20° de 37.54 µm (3.10). Para la discrepancia axial en el grupo 12° fue 76.64 µm (10.18), 70.02 µm (8.44), 51.36 µm (5.55) para 16° y 20° respectivamente. La discrepancia oclusal en el grupo de 12° fue 278.40 µm (24.37), en el 16° de 192.62 µm (11.43) y para 20° 204.31 µm (11.62). **Conclusiones:** Los ángulos de convergencia total de 12° y 16° presentaron la mayor adaptación marginal.

PALABRAS CLAVE: diseño asistido por computadora, adaptación, láseres de estado sólido, ángulo de preparación

ABSTRACT

Objective: The purpose of the present study was to evaluate the adaptation of metal copings made with the selective laser fusion technique based on the total convergence angle and the space for the cement. **Materials and Methods:** Working models were prepared and were divided into 3 groups (n= 10): total convergence angle 12 ° with spaces for the cement of 80 µm internal / 60 µm marginal, angle 16 ° was assigned 70 µm internal / 50 µm marginal and for 20 ° was 40 µm internal / 30 µm marginal, to evaluate the adaptation, the silicone replication method was used; each sample was sectioned in the vestibular - palatal and distal - mesial direction, taking a total of 12 measurements that were made in the Greenough Leica S8 APO stereo microscope (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) at a 40X magnification. **Results:** The average of the marginal discrepancy in the 12° group was 64.62.µm (1.88), for 16 ° 53.89 µm (1.33). and for 20 ° of 37.54 µm (3.10). For the axial discrepancy in the 12 ° group it was 76.64 µm (10.18), 70.02 µm (8.44), 51.36 µm (5.55) for 16 ° and 20 ° respectively. The occlusal discrepancy in the group of 12 ° was 278.40 µm (24.37), in the 16 ° of 192.62 µm (11.43) and in the 20 ° 204.31 µm (11.62). **Conclusions:** The total convergence angles of 12 ° and 16 ° showed the greatest marginal adaptation.

KEYWORDS: computer-aided design, adaptation, solid-state lasers, preparation angle

I. INTRODUCCIÓN

El manejo protésico más frecuente en una pieza dentaria con gran destrucción es la elaboración de una corona, siendo ésta de distintos materiales tales como metálicas, metal cerámicas y libres de metal; todas con el fin de devolver la función y la estética perdida. La adaptación marginal e interna adecuada es uno de los factores clínicos más importantes para el éxito a largo plazo de las coronas protésicas porque evita la microfiltración, la aparición de caries recidivante y enfermedad periodontal.

El avance tecnológico dentro de la Odontología a través de la incursión de los sistemas de diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (*CAD/CAM*), revolucionó la fabricación de las prótesis fijas; porque permite trabajos más eficaces en tiempos muy cortos. Una de éstas tecnologías *CAD/CAM* es la técnica fusión selectiva por láser traducido del idioma anglosajón *selective laser melting (SLM)*, que elabora cofias metálicas.

La técnica de la cera perdida es la más usada en la fabricación de coronas protésicas; siendo ésta más susceptible a errores, por presentar diferentes etapas en su ejecución; comprometiendo la adaptación marginal e interna de las coronas protésicas.

Por otro lado, la preparación dentaria de las coronas se viene realizando bajo los mismos parámetros para cualquier técnica de fabricación, siendo el ángulo de convergencia total una característica clínica importante en preparaciones expulsivas para una estabilidad y asentamiento pasivo de las coronas.

Un adecuado espacio para el cemento compensa el futuro grosor de película del agente cementante, permitiendo un escurrimiento adecuado que será reflejado en un asentamiento pasivo al momento de cementar la corona protésica.

El propósito de este estudio será evaluar *in vitro* los niveles de adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser en función del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II. 1. Planteamiento del problema

La falta de relación entre el ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento, puede ocasionar falta de adaptación de las cofias lo que conlleva a la necesidad de un retoque interno de las cofias metálicas para lograr el asentamiento pasivo sobre los modelos o las preparaciones independientemente del sistema de fabricación.

La poca evidencia científica, sobre todo en sistemas *CAD/CAM* en relación entre el ángulo de convergencia y el espacio para el cemento, permite que cada fabricante elija un espacio para el cemento de forma arbitraria y lo generalice para toda su casuística, sin el discernimiento que a diferentes ángulos de convergencia total le corresponde diferentes espacios para el cemento. Esto conlleva a tener cofias metálicas muy holgadas ocasionando mayor grosor de cemento y rotación de las mismas o cofias muy ajustadas por lo que es obligatorio el retoque interno.

Estos desgastes no solo demandarían un tiempo extra clínico y laboratorial, sino alteraciones mayores en la adaptación marginal e interna o lo que es peor la perforación de la cofia. Finalmente, podrían comprometer el rango clínico permitido de adaptación marginal que va desde 80 μm a 120 μm ; generando complicaciones como: microfiltración, aparición de caries recidivante y enfermedad periodontal.

Por lo anteriormente expuesto se formula la siguiente pregunta de investigación

¿La adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser se afectará en función del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento?

II. 2. Justificación

La presente investigación tiene relevancia clínica ya que permite conocer la relación adecuada entre el espacio para el cemento y el ángulo de convergencia total que permitan un asentamiento pasivo de las cofias metálicas confeccionadas con la técnica fusión selectiva por láser lo que conlleva a una reducción del tiempo clínico y de laboratorio con menor probabilidad de repeticiones y mayor confort al paciente.

La relevancia teórica es brindar conceptos y lineamientos basados en resultados estadísticos para que el técnico dental elabore cofias metálicas siguiendo un protocolo de trabajo, siendo el clínico y los pacientes también beneficiado de estos conceptos teóricos para realizar preparaciones dentarias.

III. MARCO REFERENCIAL

Preparación dentaria

La pérdida más frecuente de estructura dentaria se produce por la caries dental dejando una leve o gran mutilación del diente, teniendo como resultado la disminución de la función ya sea de forma parcial o total; otra forma importante de pérdida de sustancia es producida por fracturas a consecuencia de accidentes o fuerzas parafuncionales, sin dejar al lado a las lesiones no cariosas como la erosión dentaria producida por sustancias ácidas.

Sea cual fuere la etiología de la pérdida de sustancia dentaria, el clínico debe estar capacitado para realizar tratamiento restaurativos, siendo uno de los más comunes la elaboración de coronas protésicas.^{1,2} Para tal fin el clínico necesita realizar la preparación dentaria siguiendo parámetros específicos; por lo tanto, la preparación dental o tallado puede definirse como un desgaste selectivo de la estructura dental por medio de un instrumento seleccionado (puntas de diamantes diversas) con el propósito de crear espacios adecuados para instalar una restauración protésica.³

Varias técnicas de tallado dental se describen en la literatura, aunque los principios orientados siempre son los mismos: preservación máxima de estructura dentaria sana, característica de solidez o de resistencia estructural de los materiales restauradores, principios de retención, estabilidad e integridad marginal.^{3,4}

La retención de restauraciones coladas sobre los dientes ha sido una preocupación en la profesión odontológica. La retención tradicionalmente significaba la resistencia a la remoción de las cofias por fuerzas de tensión en el eje largo de su preparación.^{3,4,5} Se ha examinado el efecto que hay al variar el ángulo de

convergencia total o el grado de conicidad sobre la retención de coronas veneer. Los resultados han demostrado que a medida que disminuye el ángulo de convergencia, la retención aumenta; lo que ayuda aceptar cualquier fuerza de tracción o desplazamiento.^{6,7}

Jorgensen (1955)⁵ estudió la relación entre la retención y el ángulo de convergencia en coronas veneer cementadas; comparó ángulos de convergencia de 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 35° y 45°; concluyendo que hay una relación inversa entre el ángulo de convergencia y la retención.

La resistencia y la retención son cualidades interrelacionadas y a menudo inseparables; para poder mantener esta adecuada relación Shillingburg recomienda un ángulo de convergencia de 6°.⁸ Tylman (1978)⁷ recomienda la conicidad oclusogingival de 2° a 5° y de 5° a 7° sugerido por Johnston *et al.* (1971).⁷ Se debe entender que el ángulo de conicidad es una medida tomada de sólo una pared axial de una preparación. El término ángulo de convergencia total se refiere a la suma de las medidas de los ángulos de conicidad de las paredes axiales opuestas.⁷ Por lo tanto para estos autores el ángulo de convergencia total varía entre 4° y 14°.

Dodge *et al.* (1985)⁷ estudiaron el efecto del ángulo de convergencia sobre las formas de retención y resistencia de las coronas coladas. Se prepararon 15 modelos de acero inoxidable, con ángulos de convergencia de 10°, 16° y 20°; y se cementaron con fosfato de zinc 15 cofias de oro por cada convergencia; se aplicó 50 KN de fuerza de tracción para medir la retención; y para la prueba de resistencia se usaron cofias sin cementarlas y se aplicó una fuerza de 50 KN con inclinación de 30° en relación al plano oclusal. No se encontró diferencia en los valores de

retención entre las preparaciones con 10° de convergencia total en comparación con 16°; 16° de convergencia oclusal proporciona una retención y resistencia adecuada.

Sin embargo, estas directrices para la resistencia óptima y la retención rara vez se logran en situaciones clínicas. Circunstancias como el acceso, morfología del diente, contacto proximal y operador con frecuencia se combinan para dar lugar a la convergencia de ángulos significativamente mayores que los ideales.^{7,9,10} Así se recomienda una convergencia oclusal total entre 10° y 20° dada las circunstancias clínicas mencionadas anteriormente,⁹ ya que por encima de 25° las coronas son menos retentivas que las que tienen las convergencias óptimas.

Ghafoor *et al.* (2011)⁹ evaluaron el ángulo de convergencia total en coronas metal cerámicas; a través del análisis de 197 modelos de trabajo obtenidos de la impresión de la preparación de molares y premolares; teniendo como resultado un promedio de ángulo de convergencia y el valor de conicidad de la pared axial de $23.7^\circ \pm 8.9^\circ$ y $11.3^\circ \pm 7.8^\circ$, respectivamente.

Adaptación marginal e interna

Las restauraciones fijas tienen como objetivo restaurar la función y la estética de las estructuras intraorales; las coronas metal cerámicas son uno de los materiales de elección para poder reconstruir o reemplazar piezas dentarias sin poner en peligro la salud general de los pacientes, ya que son materiales biocompatibles. El espacio entre el borde gingival y la preparación del diente sirve como una conexión con el ambiente bucal¹¹ siendo la restauración quien selle dicha conexión y mantenga los tejidos tanto duros como blandos en óptimas condiciones. Esta adaptación de la restauración está definida como adaptación marginal que consiste en el adecuado

ajuste que debe existir entre la línea de terminación de la preparación dentaria y el margen cervical de la corona; la distancia que existe entre estos dos puntos se conoce como discrepancia marginal o “*gap*” marginal, este es el espacio para el cemento; cuando hay una mayor discrepancia marginal existe una menor adaptación marginal. La adaptación interna se define como la distancia perpendicular entre la estructura de la corona y la superficie del pilar dentario; la distancia que existe entre estos dos puntos se conoce como discrepancia interna o “*gap*” interno, este es el espacio para el cemento; esta distancia debe ser lo más uniformemente posible.^{11,13-15} La adaptación marginal e interna adecuada es otro parámetro para el éxito a largo plazo de las coronas protésicas porque evita la microfiltración, la disolución del cemento, la aparición de caries recidivante, y enfermedad periodontal.^{1,6,11,13}

Mac Lean y Von Fraunhofer (1971)¹⁴ condujeron un estudio clínico de 5 años donde se evaluaron 1000 coronas metal cerámica concluyendo que entre 80 μm y 120 μm es el rango aceptable de discrepancia marginal, este espacio está relacionado para asegurar la inserción precisa del componente protésico y permitir una capa uniforme de material de unión o agente cementante.

Según Sailer *et al.*¹⁵ después de 3 años en la boca, el 11% de los pilares dentales con restauraciones cementadas o adhesivas tiene caries secundarias; esta tasa aumenta a 22% después de 5 años.

Con la finalidad de disminuir la distancia entre estos dos puntos conocida como discrepancia marginal o “*gap*” marginal, se han desarrollado las técnicas de fabricación de coronas protésicas. La técnica tradicional en la fabricación de

coronas protésicas es el de la cera perdida y el colado (*LCW*) pero aunque bien establecido, es complejo y consume tiempo y la calidad de las estructuras depende de la capacidad y experiencia del técnico que las fabrica.¹⁶ Con el avance de la tecnología y la utilización de sistemas *CAD/ CAM* en Odontología, se revolucionó la fabricación de las prótesis fijas; esta tecnología permite trabajos más eficaces en tiempos muy cortos en relación a la técnicas tradicionales, que se refleja así en una adaptación que va de acuerdo a las márgenes clínicos establecidos.^{15,16}

Xu *et al.* (2014)¹¹ evaluaron la adaptación marginal de coronas metal cerámicas fabricadas por fusión selectiva por láser: realizaron un modelo con un ángulo de convergencia total 5° en la preparación; se dividieron 18 cofias fabricadas con fusión selectiva por láser (*SLM*) y 18 cofias con la técnica de la cera perdida (*LWC*), evaluando la adaptación marginal a través de la técnica de réplica de silicona de adición. Encontraron que la discrepancia marginal para el grupo de *SLM*, 102.86 μm +- 40.54 μm (intervalo de confianza del 95%, 54.55 – 185.94 μm) y para el grupo de *LWC* 170.19 +- 66.17 μm (95% CI, 96.17 – 337.63 μm). Concluyeron que las coronas fabricadas con la técnica de *SLM* tuvieron menor discrepancia marginal, cumpliendo así el requisito de adaptación marginal.

Kim *et al.* (2014)¹⁶ midieron y analizaron la adaptación de prótesis fijas fabricadas con nuevas tecnologías. El modelo tenía 12° de ángulo de convergencia total y 30 μm de espacio para el cemento; se fabricaron las cofias con la técnica de fresado en bloque de metal (*SMB*), fusión selectiva por láser (*SLM*), y el de la cera perdida y colado (*LWC*). Resultando una brecha media de 32.6 μm *SMB*, 47.3 μm *SLS*, 64.1 μm *LWC*. Concluyeron que la adaptación proporcionada por *SMB* y *SLS* fueron mejores que el de la *LWC*.

Ucar *et al.* (2009)¹⁷ evaluaron la discrepancia interna de coronas fabricadas con diferentes técnicas de fabricación. Siendo tres grupos: grupo cofias de Co-Cr fabricadas por fusión selectiva por láser, grupo Co-Cr fabricadas con la técnica de la cera perdida, grupo Ni-Cr fabricada con la técnica de la cera perdida. Resultando discrepancias internas para Co-Cr por fusión selectiva por láser de 58.21 μm , para colado de cera perdida con Co-Cr 50.55 μm y colado de cera perdida con Ni-Cr 62.57 μm , no existiendo diferencia estadísticamente significativa.

Investigadores como Bever *et al.*⁶ y Boitelle *et al.*¹⁵ han demostrado que existe relación entre el ángulo de convergencia total de los pilares y discrepancias internas de restauraciones fabricadas utilizando el *CAD/CAM*; procedimientos tales como escaneo, diseño con software y el fresado pueden influir en la adaptación de las restauraciones. La influencia de los procedimientos de fabricación sobre la adaptación está dominado por el efecto de la adquisición de datos. Esto puede resultar en algunos contactos e inexactitudes internas en las interfaces entre los pilares y la superficie interna de las coronas; para poder compensar esta situación se modifica el ángulo de convergencia total en la preparación,^{6,15} permitiendo así una mejor lectura por parte del escáner, copiando fidedignamente toda la estructura del muñón, produciéndose así un asentamiento pasivo de éstas.

Bever *et al.* (2009)⁶ evaluaron el efecto de diferentes ángulos de preparaciones sobre la adaptación marginal e interna de *coping* de zirconio para coronas individuales. Se prepararon 3 modelos maestros con ángulos de convergencia total de 4°, 8°, 12°; se hicieron 20 cofias de zirconio *CAD/CAM* con un espaciador de 20 μm . Se realizó una primera prueba de ajuste con silicona y una segunda prueba de ajuste después de retocar internamente las cofias, para determinar diferencias

antes y después de ser retocadas. Los resultados fueron: El grupo de 4° mostró una discrepancia marginal media de 91 μm (± 15) antes y 67 μm (± 8) después de la adaptación. La diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0.001$). Los 8° mostró una discrepancia marginal media de 82 μm (± 13) antes y 67 μm (± 11) después de la adaptación, exhibiendo diferencia estadística ($P < 0,01$). El grupo de 12° mostró una discrepancia marginal media de 50 μm (± 6) antes y 46 μm (± 6) después de la adaptación, aquí no hubo diferencia significativa. Se concluyó que el aumento del ángulo de convergencia total mejora la adaptación marginal y que con 12° no es necesario la adaptación del técnico dental para obtener mejor adaptación marginal.

Cual fuere la técnica de elaboración de cofias metálicas, la mayoría de investigadores tuvieron como conclusiones que para una longevidad clínica de las coronas la discrepancia marginal no debe ser mayor a 120 μm y la discrepancia interna en un rango de 50 a 350 μm , estas dos discrepancias dan el espacio para el cemento.

Técnicas para la elaboración de prótesis fija.

Técnica de fusión selectiva por láser

La odontología en su largo crecimiento en la búsqueda de relacionar nuevos materiales y avance tecnológico se remonta a décadas donde siempre hubo el interés innovador con el fin de realizar una odontología con procedimientos cortos pero infalibles. El uso de nuevas tecnologías como *CAD / CAM* comenzó en 1970 con el primer trabajo en odontología por Duret y Preston, esto fue seguido por el trabajo de Moermann en los años 80, que condujeron al desarrollo del sistema CEREC®.¹⁸

La mayoría de las técnicas de fabricación de restauraciones dentales se realizaban por manufactura substractiva ya sea por fundición o fresado. Recientemente diversas técnicas aditivas fueron desarrolladas para satisfacer los requisitos de la fabricación rápida (*RM*) y prototipado rápido (*RP*), como la estereolitografía (*SLA*), modelado de deposición fundido (*FDM*), electrón selectivo (*SEBM*) o sinterización selectiva por láser (*SLS*); La terminología está relacionada con el tipo de material de fabricación, de tal manera que para cerámicos y polímeros el término a usar es *SLS*, mientras que el término *DMLS* (sinterización directa de láser de metal) o *SLM* (fusión selectiva por láser) está determinada para las aleaciones.¹⁸ Cada técnica fue utilizada para la fabricación de diferentes materiales, siendo la *SLS* la más utilizada para la fabricación de restauraciones dentales en odontología protésica.¹⁸⁻
²⁰ La fabricación aditiva es definida por la American Society para Pruebas y Materiales (*ASTM*) como: el proceso de unir materiales para hacer objetos desde modelos de 3D, por lo general capa sobre capa, en contraposición a los métodos de sustracción.¹⁸

SLM es el procedimiento de fabricación aditivo que produce componentes metálicos directamente desde un modelo *CAD en 3D*; capas de polvo metálico son unidas por medio de un haz de láser de alta potencia. *SLM* fue introducido en la industria aeroespacial y automovilística para producir estructuras huecas y pronto se adoptó en medicina; el principio de funcionamiento de este sistema *SLM* es que es un archivo 3D del modelo del objeto deseado, tal como una restauración; son creadas por un sistema *CAD*, se dividen en capas verticales y capas horizontales, enviándose al dispositivo de sinterización por láser. Se aplica un polvo de la aleación deseada a una plataforma de construcción (polvo cama). Un escáner láser

se enfrenta a la superficie deseada y se utiliza para escanear la próxima capa, de acuerdo con la información recopilada desde el archivo *CAD 3D*. El escáner es soportado por un Láser de fibra de Nd-YAG de alta potencia, que genera suficiente calor para sinterizar el polvo y formar la capa. La plataforma de construcción está impulsada por un pistón con la capacidad de ajustar al eje vertical, este es el alimentador de polvo, capas de ajuste vertical. Cuando se opera, el haz de láser sobre el polvo va dando lugar a la fusión de las partículas. Cuando la capa con la forma deseada ha sido completada, el pistón de alimentación se eleva para rellenar la plataforma de construcción, asistido por un rodillo; el procedimiento se repite entonces para la capa siguiente, hasta que el producto ha sido completamente fabricado según lo diseñado por el archivo *CAD 3D*.²⁰

Entre las propiedades más requeridas de los materiales utilizados en la fabricación de estructuras metálicas para prótesis dental son: biocompatibilidad aceptable, resistencia a la corrosión / deslustre, reducción de la porosidad, propiedades mecánicas adecuadas (tales como resistencia a la fractura y resistencia a la fatiga), buena resistencia interna y adaptación marginal, capacidad de soldadura y adhesividad adecuada a la cerámica.^{4,8,20}

La porosidad es un defecto que se tiene que evitar, ya que provoca que las propiedades mecánicas disminuyan y aumenta la susceptibilidad a la corrosión; *SLM* proporcionan una porosidad interna limitada, en contraste con las aleaciones Co-Cr coladas, y estas diferencias se atribuyen a las características y limitaciones de la técnica de fabricación.^{20,21} El ahorro de tiempo en la fabricación de estructuras metálicas para prótesis dental con *SLM* es muy relevante sobre todo si es comparado con la técnica de la cera perdida, ya que disminuye los pasos

intermedios en la fabricación tales como encerado de la cofia , revestimiento y fundición; disminuyendo la mano de obra y tiempo.^{1,11,13,16,17} Por el contrario, la técnica tradicional de la cera perdida es indiscutiblemente una técnica de fabricación más dependiente del técnico dental.

Como se mencionó el ajuste interno y marginal de las restauraciones es importante, porque evita la microfiltración, la disolución del cemento, la aparición de caries recidivante, y enfermedad periodontal.^{1,6,11,13} Mac Lean y Von Fraunhofer (1971)¹⁴ determinaron que el rango para una adecuada confiabilidad clínica está es entre 80 a 120 μm .

Huang *et al.* (2015)¹ evaluó la adaptación marginal de coronas metal cerámicas fabricadas con la tecnología fusión selectiva por láser. Evaluó 330 coronas (en premolares y molares) en 274 paciente, dividido en tres grupos: 110 cofias en *SLM* Co-Cr, 110 cofias en Au-Pt por colado de la cera perdida y 110 cofias en Co-Cr por colado de la cera perdida; valores de adaptación marginal encontrados fueron: grupo de *SLM* Co-Cr por r 75.6 μm , grupo de Au-Pt por colado de la cera perdida 76.8 μm y grupo de Co-Cr por colado de la cera perdida 91 μm , concluyendo que la adaptación de las coronas metal cerámicas con *SLM* Co- Cr, fueron mejores que la de Co-Cr por colado de la cera perdida; pero similar a las de Au-Pt por colado de la cera perdida.

Métodos de medición de la adaptación de Coronas

Mantener los tejidos tanto duros como blandos en óptimas condiciones es el objetivo principal en un tratamiento restaurador, y la importancia de tener una adaptación marginal e interna contribuye a esos objetivos. Una restauración mal

adaptada es potencialmente perjudicial para los dientes y el periodonto, porque permite la proliferación de bacterias que pueden causar caries secundaria y enfermedad periodontal que producirían con el tiempo la pérdida del diente. La mayor o menor adaptación marginal e interna de las restauraciones son constantemente investigadas a través de métodos de medición.^{15,22} Los métodos de medición son diferentes ya que abarcan principalmente dos enfoques: invasivo y no invasivo como en las técnicas de corte y de vista directa, respectivamente; la gran diversidad de metodologías para evaluar el nivel de adaptación se mencionan a continuación: 1. la técnica de visión directa se evalúa cuando las restauraciones protésicas son insertadas en el modelo maestro, midiendo la brecha entre el borde de la restauración y la borde de la línea de terminación de la preparación, todo externamente a través de un microscopio a diferentes ampliaciones; esta técnica no incorpora secciones de los modelos ni réplicas del espacio del cemento, siendo una técnica más económica y con menor tiempo invertido en su elaboración, confiriéndole menor probabilidad de errores en su ejecución. La técnica de impresión replicando el desajuste entre la restauración y el pilar; la restauración es rellenada con una silicona de baja viscosidad (fluida) y asentada en el modelo maestro simulando la cementación, se retira la restauración y se estabiliza con una silicona más viscosa; luego se seccionará y se hará las mediciones.^{1,15,22} El método de corte transversal permite la medición directa del espesor del cemento y la discrepancia marginal en los planos vertical y horizontal, después de la cementación de la restauración en el modelo maestro minimizando las posibilidades de reposicionamiento.

Recientemente, la literatura ha informado sobre otros métodos de evaluación: 1 El método de evaluación del grosor de silicona pesada. 2 Medición por un protocolo de escaneo triple sin contacto y software específico para realizar análisis 3D virtual. 3 Adaptación interna y marginal medida por Tecnología de micro-CT y sin la impresión de espacio para cementación.¹⁵

Nawafleh *et al.* (2013)²² mostraron que la técnica de visión directa fue el más utilizado (47.5%), seguido por método de corte transversal (23.5%) y técnica de réplica de impresión (20.2%).

Laurent *et al.* (2008)²³ evaluaron el ajuste marginal de las coronas coladas para validar el método de réplica de silicona. Compararon el grosor de cemento de coronas cementadas con fosfato de zinc y réplicas de silicona con Président® Coltene silicone y S4i® Bisico silicone fluida y pesada. Los resultados de discrepancia marginal fueron para el fosfato de zinc $58.4 \mu\text{m} \pm 27.21$, Président® Coltene silicone $90.03 \mu\text{m} \pm 23.2$, S4i® Bisico silicone $74.2 \mu\text{m} \pm 16.7$; a nivel axial para el fosfato de zinc $76.8 \mu\text{m} \pm 17.5$, Président® Coltene silicone $74.1 \mu\text{m} \pm 17.9$, S4i® Bisico silicone $66.7 \mu\text{m} \pm 10.1$; a nivel oclusal para el fosfato de zinc $134.5 \mu\text{m} \pm 37.3$, Président® Coltene silicone $155 \mu\text{m} \pm 36.9$, S4i® Bisico silicone $114.3 \mu\text{m} \pm 23.6$. No se encontraron diferencias significativas entre el ajuste de coronas cementadas con cemento de fosfato de zinc y sus réplicas hechas con S4i® Bisico silicone, Président® Coltene silicone a excepción a nivel marginal entre fosfato de zinc y la réplica Président® Coltene silicone. Concluyendo que la medición de una réplica de silicona del espacio de cemento

entre diente y restauración permite la comparación de adaptación sea cual sea la silicona utilizada.

IV. OBJETIVOS

IV. 1. Objetivo general

Evaluar la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser en función del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento.

IV. 2. Objetivos específicos

1. Determinar la mejor adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser para un ángulo de convergencia total de 12°, 16° y 20° según el espacio marginal e interno en muñones de 6 mm de alto por vestibular y 5 mm de alto por palatino.
2. Comparar la discrepancia marginal e interna del espacio para el cemento seleccionado y obtenido.
3. Comparar la discrepancia marginal e interna de los ángulos de convergencia total de 12°, 16° y 20°.

V. HIPÓTESIS

El ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento influyen en la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1. Diseño del Estudio

Experimental *in vitro*, comparativo

VI.2. Muestra

Los grupos conformados para las medidas fueron los siguientes:

Grupo 1: 12° 80 μm interno y 60 μm marginal.

Grupo 2: 16° 70 μm interno y 50 μm marginal.

Grupo 3: 20° 40 μm interno y 30 μm marginal.

Para determinar el tamaño muestral se realizó un estudio piloto utilizando 3 muestras por cada grupo, se tomó como referencia el estudio de Iwai *et al.* (2008)². Se utilizó la fórmula estadística de comparación de medidas de población infinita.

VI.3. Criterios de selección

- Modelos de trabajo libre de imperfecciones. (burbujas, falta de continuidad en el margen).
- Cofias metálicas que al examen visual presenten margen cervical íntegro y continuo, elaborado mediante la técnica fusión selectiva por láser.
- Muestras de silicona que exhibieron integridad y continuidad en la zona de medición.

VI.4. Variables

VI.4.1 Variable dependiente

Adaptación. Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre el margen cervical, axial y oclusal. Operacionalmente se midió el grosor de silicona en la parte interna y marginal. Variable de tipo cuantitativa, medida en escala de razón, y la unidad de medida fue en micrómetros (μm).

VI.4.2 Variable Independiente

Ángulo de convergencia total. Es la medida de la combinación de los ángulos de conicidad de las paredes axiales opuestas. Se fabricaron modelos con ángulos de 12° , 16° y 20° . Variable cualitativo, politómica nominal.

Espacio para el cemento. Espacio existente entre la pared interna de la cofia y la pared axial del diente que será ocupado por el cemento. El espacio para el cemento se asignó en el software 3Shape Dental Designer (3Shape, Copenhagen, Denmark). Variable de tipo cualitativo, politómica nominal, la unidad de medida fue en micrómetros (μm).

Ver cuadro de operacionalización de variables (Anexo 1).

VI.5. Técnicas y procedimientos

Método

Observación estructurada.

Instrumentos

Se utilizó una ficha de recolección de datos en donde se registraron en micrómetros los niveles de adaptación marginal e interna en cada una de las réplicas de polivinilsiloxano; en total se hizo 12 medidas por muestra, seis en sentido vestíbulo-palatino y seis en sentido distal- mesial (Anexo 2).

La lectura de los datos se hizo a través de la cámara digital del estéreomicroscopio a 40X de aumento.

Capacitación y Calibración.

Se realizó la capacitación en el manejo del estéreomicroscopio, en la Universidad Peruana Cayetano Heredia en el departamento académico de medicina y cirugía bucomaxilofacial, para el registro de las medidas del grosor de la silicona a nivel interno y marginal.

La fabricación de cofias metálicas la capacitación tuvo lugar en la empresa 3D Works dental.

Fabricación del modelo maestro

Para el presente estudio se fabricaron 3 modelos maestros en forma de premolar superior de Co-Cr con ángulos de convergencia total de 12°, 16° y 20° respectivamente, los cuales fueron diseñados en formato STL con las siguientes características: a nivel vestibular el muñón es de 6 mm de alto y por palatino es de 5 mm de alto (medidas tomadas desde la línea de terminación hasta la punta de cúspide), el tipo de terminación fue *chamfer* de 1 mm; la curva mesial y distal de la línea de terminación fue de 0,8mm en relación a la posición de la terminación

cervical en vestibular y lingual; a través del software 3D Autodex Inventor Professional 2017 (Autodex, USA). Los diseños fueron impresos en una impresora láser 3D *Mlab Cusing R* (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany) de la empresa 3DWORKS (Anexo 3).

Para el procedimiento de pulido de los modelos maestros se utilizó cauchos negros para metal (Jota AG, Rüthi, Switzerland) y trapos de felpa (Jota AG, Rüthi, Switzerland). Después del pulido éstos fueron colocados 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 (Anexo 3).

Toma de impresión del modelo trabajo

Para la impresión del modelo maestro se utilizó dispositivos de plástico rígido que simularon cubetas individuales, tapón hembra CPVC de ½ pulgada para agua caliente Pavco® (Mexichem, Lima, Perú). Se le aplicó adhesivo universal para silicona Tray Adhesive® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy), la técnica de impresión fue la doble mezcla de un solo paso con silicona Polivinilsiloxano pesada Elite HD+ Putty Soft Normal Set® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy) en una proporción 1:1 de base y catalizador; y Polivinilsiloxano fluida Elite HD+ Ligth Body Normal Set® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy). Se esperó el tiempo de polimerización según el fabricante (5 min). Finalmente se evaluó la ausencia de burbujas y desgarros en la impresión (Anexo 4).

Elaboración de los modelos de trabajo

Después del tiempo de espera recomendado por el fabricante (1 hora) se procedió al vaciado con yeso tipo IV extraduro Elite Master[®] (Zhermack, Badia Polesine, Italy) con proporción de 50 gr de polvo por 10 ml de agua destilada, llevándolos a la mezcladora Smartmix[®] (Amann Girrbach, Koblach, Austria) para obtener una mezcla uniforme e isotrópica libre de burbujas.

Se colocó el yeso sobre la impresión y con movimientos vibrantes con el fin de evitar la aparición de burbujas de aire, se terminó de vaciar completamente la impresión. Finalmente, se esperó el tiempo de fraguado (40 min) según las recomendaciones del fabricante y se retiró el modelo de yeso evaluando su calidad de fabricación (Anexo 4).

Confección de cofias en Co-Cr

Para la confección de cofias por la técnica fusión selectiva por láser, se utilizó la impresora 3D *Mlab Cusing R* (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany). Los modelos de trabajo fueron escaneados por el escáner de alta precisión (ISO 12836 / implante 5 μm / 8 μm) 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) generando un modelo 3D para luego ser impresas (Anexo 5). Se diseñaron cofias metálicas con espacio para el cemento en todo el muñón de 30 μm , 40 μm , 50 μm , 60 μm , 70 μm y 80 μm para los tres ángulos de convergencia total (12°, 16° y 20°). Para el ángulo de convergencia total de 12° se consiguieron asentamientos pasivos

de las cofias sin ningún tipo de retoque interno con espacio para el cemento en todo el muñón de 80 μm obteniéndose buena adaptación, los espacios para el cemento menores a 80 μm no obtuvieron asentamiento completo en el muñón; para el ángulo de convergencia total de 16° se consiguió asentamiento pasivo sin ningún retoque interno con espacios para el cemento en todo el muñón de 65 μm y 70 μm obteniéndose buena adaptación, en el caso de espacios para el cemento mayores las cofias asentaron pero tenían movimientos de rotación. Finalmente, con el ángulo de convergencia total de 20° el asentamiento pasivo de las cofias se obtuvo con espacios para el cemento en todo el muñón de 35 μm y 40 μm y a mayores espacios para el cemento hubo rotación de las cofias (Anexo 6).

Una vez obtenido el espacio interno se realizó combinaciones para encontrar el espacio para el cemento a nivel marginal de tal manera que para el ángulo de convergencia total de 12° se hizo la combinación con el mismo espacio para el cemento interno de 80 μm para todas las cofias con diferentes espacios para el cemento a nivel marginal de 30 μm , 40 μm , 50 μm , 60 y 70 μm ; la mejor adaptación se obtuvo con la combinación de espacio para el cemento interno de 80 μm y espacio para el cemento marginal de 60 μm ya que en las otras combinaciones se observaron falta de adaptación marginal en algunas partes del muñón. Para el ángulo de convergencia total de 16° se combinaron dos grupos, el primer grupo con espacio para el cemento interno de 65 μm con dos espacios para el cemento marginal de 40 μm y 50 μm , el segundo grupo con espacio para el cemento interno de 70 μm en combinación con dos espacios para el cemento marginal de 40 μm y 50 μm ; la mejor adaptación se obtuvo con la combinación con espacio para el cemento interno de 70 μm y espacio para el cemento marginal de 50 μm .

Finalmente, para el ángulo de convergencia total de 20° se combinaron dos grupos, el primer grupo con espacio para el cemento interno de 35 µm con dos espacios para el cemento marginal de 25 µm y 30 µm, el segundo grupo con espacio para el cemento interno de 40 µm y dos espacios para el cemento marginal de 25 µm y 30 µm; la mejor adaptación se obtuvo con la combinación con espacio para el cemento interno de 40 µm y espacio para el cemento marginal de 30 µm (Anexo 7).

Todas las cofias tuvieron un grosor de 0.5 mm a nivel axial y marginal, mientras en oclusal fue de 1 mm para poder soportar la carga en la máquina de compresión; seguidamente se realizó la impresión de la totalidad de las cofias en la impresora 3 D *Mlab Cusing R* (CONCEP LASER, Lichtenfels, Germany) que utiliza un láser de fibra de Nd-YAG de alta potencia, en una atmosfera 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 requiere al menos 500 disparos del láser, con un promedio de 4 horas; para la confección de las 30 cofias se necesitó un promedio de 5 horas. Las cofias fueron removidas de la platina y las superficies externas se pulieron suavemente para eliminar las huellas de los pines con una fresa para metal; en la parte externa e interna se realizó un arenado con partículas óxido de aluminio de 50 µm a 2 bar de presión para el acabado final de las cofias.

La evaluación se complementó bajo criterios clínicos como la no rotación, pivoteo ni presencia de espacios entre la cofia metálica y el muñón, para esta última se realizó a través de un explorador.

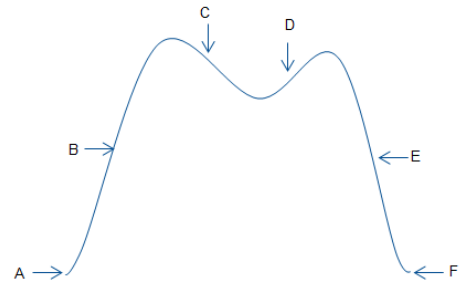
Evaluación de la adaptación marginal e interna

Las cofias metálicas fueron evaluadas por la técnica de la réplica de la silicona. Los modelos previos a la evaluación fueron untados con 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. A continuación se aplicó en el interior de la cofia metálica Silicovinilpolietere Fit Checker™ Advance White (GC Corporation, Tokyo, Japan), 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 5 minutos para el polimerizado completo de la silicona; inmediatamente se removió la cofia metálica del modelo maestro conservando la película de silicona en el interior de ésta y se inyectó la segunda silicona polivinilsiloxano Elite HD+ Ligth Body Normal Set® (Zhermack Group, Badia Polesine, Italy) para dar estabilidad a la silicona inicial, se esperó el tiempo recomendado por el fabricante para la polimerización completa (5 min) y luego se removió la réplica del interior.

Pasados 30 minutos de la remoción de la réplica de silicona se seccionó con una hoja de bisturí N°11 en sentido vestíbulo–palatino y se obtuvo dos unidades para la

evaluación, siendo la mesial la elegida; luego se secciono en sentido disto – mesial y se obtuvieron dos muestras se eligió la vestibular (Anexo 8), todas éstas fueron examinadas bajo 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). La medida se realizó en el grosor de la película de silicona Fit Checker™ Advance White (GC Corporation, Tokyo, Japan) a nivel marginal, axial y oclusal en micrómetros (μm). La evaluación se realizó con un total de 12 medidas por muestra, 6 medidas en sentido vestíbulo-palatino y 6 disto- mesial (Figura 1 y Anexo 9).

- 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.**

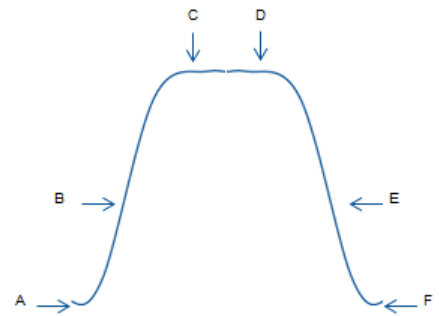


Figura 1. Esquema de los puntos de evaluación a nivel marginal, axial y oclusal en las dos vistas vestíbulo palatino y disto mesial.

VI.6. Plan de análisis

Se realizó con el programa SPSS versión 24.0; con la información recolectada se elaboró una base de datos, donde se evaluaron los supuestos de normalidad con la prueba de Shapiro- Wilks.

Se realizó el análisis univariado evaluando la media aritmética y desviación estándar; para el análisis bivariado se empleó la prueba de t de Student para una sola muestra, prueba ANOVA/Tukey para tres grupos. El presente estudio utilizó un nivel de confianza del 95%.

VI.7. Consideraciones éticas

- Se realizó el registro de la investigación al SIDISI con el código 100840 (Anexo 11).
- Aprobación por el comité de investigación de la FAEST (Facultad de Estomatología “Roberto Beltrán”) (Anexo 12).
- Aprobación por el CIE (comité institucional de ética) de la UPCH (Universidad Peruana Cayetano Heredia) (Anexo 13).
- Registro del proyecto de investigación en la EPGVA (Anexo 14).
- Carta de aprobación para uso del estéreomicroscopio por el laboratorio de patología y medicina oral de la FAEST-UPCH (Anexo 15).
- Carta de aprobación para la fabricación de las cofias metálicas con la técnica fusión selectiva por láser en la empresa 3DWorks. (Anexo 16).
- Carta de aprobación para el uso del equipo de ensayo universal para presión constante en el laboratorio especializado en calibraciones HTL (Anexo 17).

VII.RESULTADOS

La muestra estuvo constituida por 30 cofias metálicas fabricadas con la técnica de fusión selectiva por láser distribuidos en 3 grupos de 10 muestras por cada ángulo de convergencia total con su respectivos espacios para el cemento: para ángulo de convergencia total de 12° ($80\ \mu\text{m}$ interno y $60\ \mu\text{m}$ marginal), para el ángulo de convergencia total de 16° ($70\ \mu\text{m}$ interno y $50\ \mu\text{m}$ marginal), finalmente para el ángulo de convergencia total de 20° ($40\ \mu\text{m}$ interno y $30\ \mu\text{m}$ marginal) (Figura 2); y se midió la discrepancia marginal e interna de todos los grupos para evaluar la adaptación de las cofias. Se obtuvieron resultados por ángulo de convergencia total, tipo de corte y punto de medición (Anexo 10).

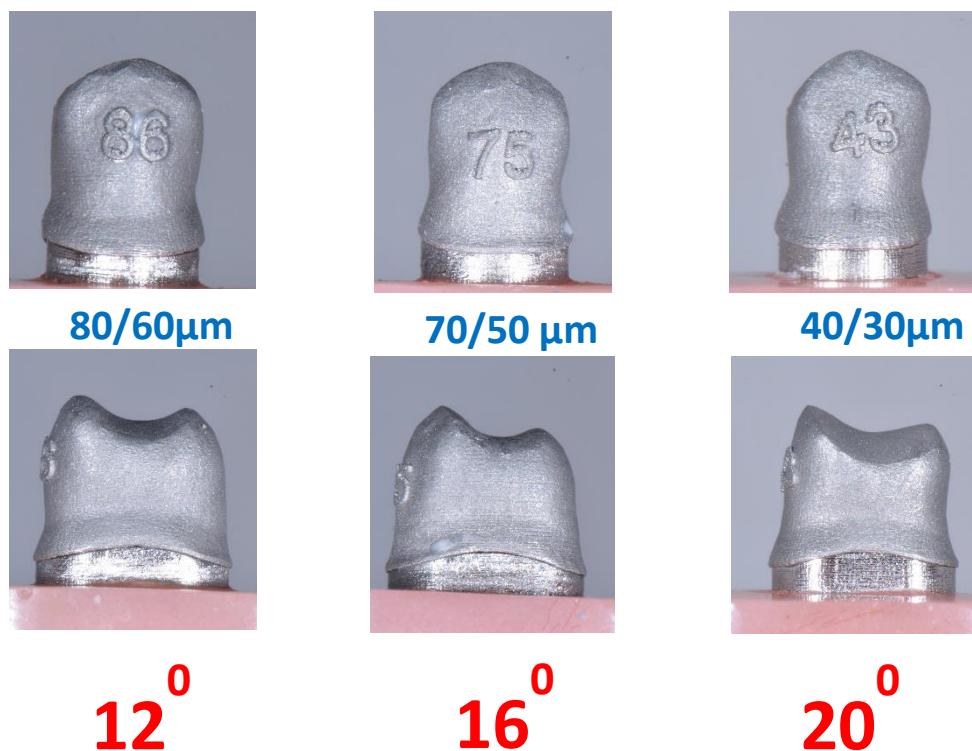


Figura 2. Espacios para el cemento interno y marginal obtenidos para los ángulos de convergencia total de 12° , 16° y 20°

En la Tabla 1 se muestran los promedios de la discrepancia marginal en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento en cofias metálicas fabricadas por la técnica fusión selectiva por láser. En el grupo del ángulo de convergencia total de 12° el promedio fue 64.62.µm (D.E=1.88). En el grupo del ángulo de convergencia total de 16° el promedio fue 53.89 µm (D.E= 1.33). Finalmente el grupo del ángulo de convergencia total de 20° el promedio 37.54 µm (D.E= 3.10).

En la Tabla 2 se muestran los promedios de la discrepancia axial en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento en cofias metálicas fabricadas por la técnica fusión selectiva por láser. En el grupo del ángulo de convergencia total de 12° el promedio fue 76.64 µm (D.E= 10.18). En el grupo del ángulo de convergencia total de 16° el promedio 70.02 µm (D.E= 8.44). En el grupo del ángulo de convergencia total de 20° el promedio 51.36 µm (D.E= 5.55).

En la Tabla 3 se muestran los promedios de la discrepancia oclusal en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento en cofias metálicas fabricadas por la técnica fusión selectiva por láser. En el grupo del ángulo de convergencia total de 12° el promedio fue 278.40µm (D.E=24.37). En el grupo del ángulo de convergencia total de 16° el promedio 192.62µm (D.E= 11.43). En el grupo del ángulo de convergencia total de 20° el promedio 204.31µm (D.E=11.62).

En la Tabla 4 se encontró diferencias significativas en la discrepancia marginal e interna entre el espacio para cemento seleccionado y obtenido ($p < 0.05$); a excepción del ángulo de convergencia total de 16° en la discrepancia axial ($p > 0.05$).

En la Tabla 5 a nivel marginal el grupo de 12° y 16° no tuvieron diferencias significativas entre sí, pero si se encontró diferencias con el grupo de 20°; a nivel axial y oclusal si presentaron diferencias significativas.

Tabla 1. Discrepancia marginal (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.

Ángulo de convergencia total	Espacio para el cemento (μm)	Discrepancia marginal (μm)			
		Media	DE	Mínimo	Máximo
12°	60	64.62	1.88	60.66	68.03
16°	50	53.89	1.33	50.60	56.39
20°	30	37.54	3.10	33.50	45.46

Tabla 2. Discrepancia axial (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.

Ángulo de convergencia total	Espacio para el cemento (μm)	Discrepancia axial (μm)			
		Media	DE	Mínimo	Máximo
12°	80	76.64	10.18	44.00	91.20
16°	70	70.02	8.44	48.03	84.83
20°	40	51.36	5.55	36.01	62.45

Tabla 3. Discrepancia oclusal (μm) en relación al ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.

Ángulo de convergencia total	Espacio para el cemento (μm)	Discrepancia oclusal (μm)			
		Media	DE	Mínimo	Máximo
12°	80	278.40	24.37	225.77	326.46
16°	70	192.62	11.43	166.63	226.44
20°	40	204.31	11.62	177.63	229.48

Tabla 4. Comparación de la discrepancia marginal e interna del espacio para el cemento seleccionado y obtenido de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser.

Angulo de convergencia total	Espacio para el cemento (µm)	MARGINAL Media	Espacio para el cemento (µm)	AXIAL Media	Espacio para el cemento (µm)	OCLUSAL Media
12°	60	64.62 (1.88)*	80	76.64(10.18)*	80	278.40(24.37)*
16°	50	53.89 (1.33)*	70	70.02(8.44)	70	192.62(11.43)*
20°	30	37.54(3.10)*	40	51.36(5.55)*	40	204.31(11.62)*

*Prueba de t de Student para una sola muestra ($p < 0.05$).

Tabla 5. Comparación de la discrepancia marginal e interna en cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser según ángulo de convergencia total.

Angulo de convergencia total	MARGINAL	AXIAL	OCLUSAL
12°	4.62 ^a	-3.37 ^a	198.40 ^a
16°	3.89 ^a	0.02 ^b	122.47 ^b
20°	7.54 ^b	11.36 ^c	164.31 ^c

*Prueba de ANOVA/Tukey

Letras diferentes en columnas, diferencias estadísticamente significativas

VIII. DISCUSIÓN

Numerosos estudios que investigan la adaptación marginal e interna de las coronas protésicas están disponibles, sin embargo, ningún estudio ha evaluado la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser (*SLM*), teniendo en cuenta los diferentes ángulos de convergencia total y el espacio para el cemento. Esta investigación tuvo el objetivo de evaluar la adaptación en función de ángulo de convergencia total y espacio para el cemento.

Los ángulos de convergencia utilizados en esta investigación se basaron en investigaciones previas como la de Jorgensen (1955)⁵ que estudió la relación entre la retención y el ángulo de convergencia en coronas veneer cementadas; comparando ángulos de 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 35° y 45°; concluyeron que existe una relación inversa entre el ángulo de convergencia total y la retención; mientras que Shillingburg⁸ recomienda un ángulo de convergencia de 6°, pero concluye que clínicamente es difícil de conseguir y recomienda un ángulo de convergencia total de 16°.⁸ Dodge *et al.* (1985)⁷ estudiaron el efecto del ángulo de convergencia total sobre las formas de retención y resistencia de coronas coladas; evaluando los ángulos de convergencia total de 10°, 16° y 20°. Se encontró que no hay diferencias en los valores de retención entre las preparaciones con ángulos de convergencia total de 10° y 16°; por otro lado, el ángulo de convergencia total de 16° proporciona una mejor retención y resistencia siendo clínicamente el más recomendable.

Los ángulos de convergencia total seleccionados en este estudio fueron de 12° por ser el ángulo seleccionado en la mayoría de investigaciones que evalúan adaptación

interna y marginal como la Bever *et al.*⁶ (2009), Kim *et al.*¹⁶ (2014), Park *et al.*³⁷(2015), Flores *et al.*³⁵ (2017). El ángulo de convergencia total de 16° por ser clínicamente la más recomendada^{7,8} y la de 20° porque es el límite donde las coronas aún presentan retención y estabilidad aceptable.^{5,7,9}

Bever *et al.* (2009)⁶ evaluaron el efecto de diferentes ángulos de preparaciones sobre la adaptación marginal e interna de coping de zirconio para coronas individuales. Los ángulos de convergencia total empleados fueron 4°, 8° y 12°. Se determinó que el aumento del ángulo de convergencia total mejora la adaptación marginal y que con 12° no es necesario el retoque interno de la cofia por el técnico dental para obtener mejor adaptación marginal e interna. Concluyeron que las posibilidades de retocar internamente las cofias disminuyen a medida que el ángulo de convergencia total aumenta. Esta información es relevante ya que uno de los objetivos de la presente investigación fue determinar los espacios para el cemento para un asentamiento pasivo de las cofias y obtener así una mejor adaptación, pero sin ningún retoque interno de las cofias.

Para la elección del espacio de cemento en esta investigación se tomó como referencia, lo establecido por la American Dental Association Specification No. 8 que determina que el grosor de la película del agente de cementación para una restauración de corona no debe ser mayor de 25 µm cuando se utiliza un agente de cementación de tipo I, o de 40 µm con un tipo II.^{1,24} Se inició con espacios para el cemento en todo el muñón (marginal e interno) de 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, para los tres ángulos de convergencia total 12°, 16° y 20°; se observó como dato en común que las cofias con espacios para el cemento de 30 µm no asentaron en ninguno de los tres modelos (12°, 16°, 20°). Se obtuvo

asentamiento pasivo sin retocar internamente las cofias para el ángulo de convergencia total de 12° con espacio para el cemento interno de $80\ \mu\text{m}$; para el ángulo de convergencia total de 16° con espacio para el cemento interno de $70\ \mu\text{m}$ y para el ángulo de convergencia de 20° con espacio para el cemento interno de $40\ \mu\text{m}$; finalmente se realizó una serie de combinaciones con los espacios para el cemento interno encontrados para cada ángulo de convergencia total.

Los resultados mostraron que si existe una influencia del ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento en la adaptación de las cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser; además existe una relación inversamente proporcional, de tal manera que a mayor ángulo de convergencia total los espacios para el cemento seleccionados van disminuyendo tanto a nivel marginal como interno, teniendo como resultado lo siguiente: para un ángulo de convergencia total de 12° le corresponde un espacio para el cemento de $80\ \mu\text{m}$ interno y $60\ \mu\text{m}$ marginal, para el ángulo de convergencia total de 16° le corresponde un espacio para el cemento de $70\ \mu\text{m}$ interno y $50\ \mu\text{m}$ marginal, para el ángulo de convergencia total de 20° le corresponde un espacio para el cemento de $40\ \mu\text{m}$ interno y $30\ \mu\text{m}$ marginal.

Con referencia a otras investigaciones Kim *et al.* (2014)¹⁶ evaluaron la adaptación marginal e interna de coronas metal cerámicas fabricadas con la tecnología fusión selectiva por láser (*SLM*) usando modelos maestros con un ángulo de convergencia total de 12° y espacio para el cemento de $30\ \mu\text{m}$; y Huang *et al.* (2015)¹ realizaron la misma investigación pero utilizando 5° como ángulo de convergencia total y espacio para el cemento de $70\ \mu\text{m}$; por otra parte Xu *et al.* (2014)¹¹ utilizaron un

ángulo de convergencia total de 5° y no especificaron el espacio para el cemento en su investigación.

Según lo hallado en la presente investigación la combinación de los ángulos de convergencia total y el espacio para el cemento influyen en la adaptación marginal e interna. Es importante recalcar que para el asentamiento pasivo no se realizó ningún retoque interno dato que no es mencionado en ninguno de los trabajos arriba descritos.

Una vez obtenido el ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento, se procedió a comparar la mejor adaptación a través de la evaluación en el estereomicroscopio de la discrepancia marginal e interna del espacio para el cemento seleccionado y obtenido. En la discrepancia marginal para el ángulo de convergencia total de 12° el promedio fue 64.62 μm (1.88); para el 16° 53.89 μm (1.33); y el de 20° 37.54 μm (3.10). En la discrepancia axial, para el de 12° el promedio fue 76.64 μm (10.18); el de 16° 70.02 μm (8.44); y el de 20° 51.36 μm (5.55). En la discrepancia oclusal para el de 12° el promedio fue 278.40 μm (24.37); el de 16° 192.62 μm (11.43); y el de 20° 204.31 μm (11.62).

Se encontró diferencias significativas en la discrepancia marginal e interna entre el espacio para cemento seleccionado y obtenido ($p < 0.05$); a excepción del ángulo de convergencia total de 16° en la discrepancia axial ($p > 0.05$).

Flores *et al.* (2017)²⁵ evaluaron la adaptación de cofias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera perdida colada por centrifugación convencional y fusión selectiva por láser (*SLM*). El ángulo de convergencia total fue de 12° y el espacio para el cemento interno 70 μm y espacio para el cemento marginal de 50 μm . En la

técnica fusión selectiva por láser la discrepancia marginal fue de 28.33 μm , la discrepancia axial 53.98 μm , y la discrepancia oclusal 165.47 μm . Los resultados difieren completamente con los de esta investigación, la explicación podría estar dada porque los espacios para el cemento interno como marginal no coinciden con los de esta investigación ya que existe una diferencia mayor de 10 μm y porque el modelo maestro utilizado en la investigación de Flores *et al.*²⁵ fue fabricado con la técnica del fresado y cuyo ángulo de convergencia total de 12° no se presenta en todas las caras axiales del modelo maestro porque fue preparado manualmente y escaneado, por el contrario el modelo maestro de esta investigación fue diseñado a través de un software 3D e impreso en SLM justamente para conseguir que todas las caras tengan el ángulo de convergencia de 12° en todas las paredes.

Huang *et al.* (2015)¹ encontraron una discrepancia marginal para la técnica fusión selectiva por láser de $75.6 \pm 32.6 \mu\text{m}$, axial de $127.23 \pm 45.8.6 \mu\text{m}$; oclusal $309.08 \pm 106.6 \mu\text{m}$. Los resultados obtenidos en la presente investigación no son comparables por utilizar ángulos de convergencia total y espacio para el cemento diferentes; pero si se puede concluir como dato en común que los espacios para el cemento interno y marginal seleccionados en el software se acercan a los espacios para el cemento interno y marginal obtenidos al evaluar el grosor de la réplica de silicona, lo que demuestra que la técnica fusión selectiva por láser (*SLM*) es una técnica confiable en la fabricación de copias metálicas, así también lo demuestra Xu *et al.*¹¹ y Quante *et al.*¹³

Por otro lado, Park *et al.*²⁶ concluyeron que la mejor adaptación tanto marginal e interna fue mejor con la técnica del colado que con la de fresado y fusión selectiva por láser (*SLM*); factores en la fabricación automatizada como la toma de datos y

el proceso de fabricación pudieron influenciar en la adaptación, errores que surgen de tales procesos es probable que haya intervenido en los resultados.

En la presente investigación al comparar la adaptación entre los ángulos de convergencia total se encontró que los ángulos de convergencia total de 16° y 12° mostraron mejor adaptación marginal; y a nivel interno el ángulo de convergencia total de 16° tuvo mejor adaptación en comparación con los otros ángulos. En los tres ángulos de convergencia total 12°, 16° y 20° la discrepancia oclusal fue mucho mayor al espacio para el cemento interno seleccionado en el software, lo que puede estar relacionada a la técnica de fabricación; y porque a nivel oclusal los detalles de fosas y puntas de cúspides a la hora de fabricar la cofia a través del láser de alta potencia de Nd-YAG requiere más tiempo en la zona y por lo tanto a mayor tiempo mayor contracción.¹ Nesse *et al.*(2014)²⁷ explican que las cofias fabricadas con *SLM* obtuvieron menor adaptación marginal y podría deberse al polvo que pudieron quedar en la parte interna de la cofia interfiriendo en un buen asentamiento de ésta.

En relación a la evaluación de la discrepancia marginal e interna, la técnica de la réplica de silicona fue la que se utilizó, ya que Laurent *et al.* (2008)²³ validan el método al evaluar el ajuste marginal de las coronas coladas con el método de réplica de silicona, concluyendo que el uso de esta técnica con materiales apropiados, como la silicona S4i[®] Bisico, permite una predicción precisa del tamaño real del espesor del cemento *in vivo*. La película de un material de silicona de cuerpo ligero no parece estar distorsionado por la introducción de un soporte de silicona de cuerpo pesada.²³ Por lo tanto, esta técnica fue utilizada por Flores *et al.*³⁵, Huang *et al.*¹, Xu *et al.*¹¹ y Quante *et al.*¹³ ya que proporcionó una medida fiable de la adaptación marginal e interna y porque es una técnica no destructiva no siendo necesario cortar

las cofias metálicas para su evaluación permitiendo así hacer diferentes réplicas de silicona en una misma cofia metálica para obtener mediciones repetidas en múltiples puntos.^{16,23,26}

A pesar de éstas diferencias estadísticas que se dieron en los resultados entre el espacio para el cemento designado y el obtenido, esto no se refleja desde el punto de vista clínico, porque la discrepancia marginal en los tres ángulos de convergencia total están por debajo del rango clínico de discrepancia marginal como lo recomendaron Mac Lean y Von Fraunhofer (1971)¹⁴ quienes concluyeron que entre 80 μm y 120 μm es el rango clínico aceptable de discrepancia marginal, los resultados obtenidos en esta investigación son: para el ángulo de convergencia total de 12° (80 μm interno y 60 μm marginal), para el ángulo de convergencia total de 16° (70 μm interno y 50 μm marginal), finalmente para el ángulo de convergencia total de 20° (40 μm interno y 30 μm marginal).

Park *et al.*²⁶ mencionaron que la adaptación interna y marginal de las cofias metálicas fabricadas con sistemas *CAD/CAM* están sujetos a múltiples factores que condicionan una desadaptación, incluida la precisión del escáner utilizado para digitalizar un modelo, el diseño 3D mediante software y la precisión de la máquina utilizada para fabricar el diseño en 3D: pudiendo estos factores intervenir en los resultados. Se suman a estos los cambios dimensionales de la silicona de adición que es de 0.05% y la expansión del yeso tipo IV que en promedio está en el rango de 0.05 a 0.07%.²⁸

De los resultados de esta investigación se puede sugerir que para la cementación de cofias metálicas fabricadas con la técnica fusión selectiva por láser (*SML*) puede

utilizarse cualquier agente cementante ya que el espacio para el cemento obtenido están por encima del grosor mínimo de película de los cementos que según la American Dental Association Specification No. 8 es de 25 μm ; ^{1,29,24,27} pero con respecto a la resistencia a la sorción y solubidad que poseen los agentes cementantes, mayores espacios para el cemento determina mayor grosor de película de cemento lo que conlleva a alto riesgo de disolución del cemento (claro está de acuerdo al tipo de agente cementante)^{30,31} que desencadenará en microfiltración, aparición de caries recidivante, y enfermedad periodontal, que traerá como resultado final el fracaso de la restauración protésica. Por lo tanto, se recomienda el uso de cementos resinosos cuyo grosor de película es de 25 μm , seguido de los cementos de ionómero modificado con resina teniendo como grosor de película 25 μm , estos demostraron mayor resistencia a la sorción y solubidad como lo demuestra Tavangar *et al.* (2017).³²

Finalmente, los resultados de la presente investigación tiene relevancia clínica a la hora de realizar las preparaciones dentarias por los clínicos ya que podrán elegir adecuadamente los ángulos en la preparación y los laboratorios protésicos que usan la técnica de SLM para la fabricación de cofias metálicas relacionaran estos ángulos de preparación con los espacios para el cemento lo que llevara a una mayor adaptación y menor tiempo clínico.

IX. CONCLUSIONES

1. Para un ángulo de convergencia total de 12° la mayor adaptación se encontró con un espacio para el cemento interno y marginal de $80\ \mu\text{m}$ y $60\ \mu\text{m}$, respectivamente.
2. Para un ángulo de convergencia total de 16° la mayor adaptación se encontró con un espacio para el cemento interno y marginal de $70\ \mu\text{m}$ y $50\ \mu\text{m}$, respectivamente.
3. Para un ángulo de convergencia total de 20° la mayor adaptación se encontró con un espacio para el cemento interno y marginal $40\ \mu\text{m}$ y $30\ \mu\text{m}$, respectivamente.
4. El ángulo de convergencia total de 16° es el que mayor adaptación obtuvo en relación al espacio para el cemento seleccionado y el obtenido a nivel axial ($p > 0.05$). Se encontró diferencias significativas en la discrepancia marginal e interna entre el espacio para el cemento seleccionado y obtenido en el resto de ángulos ($p < 0.05$).
5. La mayor adaptación marginal se encontró con ángulos de convergencia total de 12° y 16° .
6. El ángulo de convergencia total de 16° presentó la mayor adaptación axial.

X. RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar una investigación que evalúe la adaptación marginal e interna de coronas metal cerámica confeccionada mediante la técnica fusión selectiva por láser antes y después de la aplicación de porcelana, debido a las diferentes fases clínico-laboratorio para su confección, considerando los ángulos de convergencia total y espacios para el cemento en esta investigación.
- Se recomienda realizar investigaciones donde se evalúe la adaptación marginal e interna de cofias metálicas fabricadas con diferentes técnicas como son: cera pérdida colado por centrifugado por inducción y fresado de bloques en seco, considerando el ángulo de convergencia total y espacios para el cemento.
- Se recomienda realizar una investigación comparativa que evalúe la adaptación marginal e interna a través del microscopio electrónico y la técnica de la réplica de silicona de cofias metálicas elaboradas mediante la técnica fusión selectiva por láser.
- Se recomienda el diseño de un software que permita medir los ángulos de convergencia total de los modelos que lleguen al laboratorio dental para la elaboración de cofias metálicas.
- Se recomienda realizar estudios donde comparen las medidas de la adaptación marginal e interna modificando la diferencia de alturas de la terminación vestibulo-palatina y mesio-vestibular, considerando que esta variable está directamente relacionada con una variable biológica que es la anatomía de la pieza y del tejido circundante.
- Se recomienda realizar estudios donde se realice la medida de la adaptación marginal e interna con réplicas de silicona, donde se compare las diferentes

siliconas VPES, VPS y de condensación, para observar si existe diferencias significativas o no al emplear estos materiales para la evaluación de las discrepancias marginal e interna.

- Se recomienda realizar estudios con diferentes alturas de muñón (mayores y menores a las medidas de muñón utilizadas en esta investigación).

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*. 2015 Jun; 113(6):623-7.
2. Iwai T, Komine F, Kobayashik K. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand*. 2008 Abr; 66: 214218.
3. Kina S, Bruguera A. *Invisible restauraciones estéticas cerámicas*. 1ed. Artes Medicas Lta. 2008.
4. Pegoraro LF. *Prótesis Fija*. 1ed.Sao Paulo: Artes Médicas; 2001.
5. Jorgensen, K. D. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta. Odontol. Scand*. I3(1): 35- 40 ,1955.
6. Bever F, Aggstaller H, Richter J. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia copings. *Quintessence Int* 2009;40:243-250.
7. Dodge W, Weed R, Baez R, Buchanan R. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int*, 16:191-194,1985.
8. Shillingburg H. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Quintessence Ed.2002.
9. Ghafoor R, Siddiqui A, Rahman M. Assessment of convergence angle of full-coverage porcelain fused to metal crowns in clinical practice. *Ind J of Dent Research*, 22(2), 2011.
10. Seo Y, Kwon T, *et al*. The reliability of an easy measuring method for abutment convergence angle with a computer-aided design (CAD) system. *J Adv.Prosthodont.*,2014;6:185-9
11. Xu D, Xiang N, *et al*. The marginal fit of selective laser melting fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014;112:1437-1440.
12. Zelada C. *Comparación In Vitro de las adaptaciones marginal e interna en cofias metálicas unitarias de aleación de (Co-Cr) realizadas sobre dos líneas de terminación: tipo chamfer y tipo bisel, fabricadas con la técnica de la cera perdida colada por centrifugado convencional y de fusión selectiva por láser, diseño asistido por computadora / manufactura asistida por computadora (cad/cam)*. Tesis especialidad en Rehabilitación Oral. 2017. Univ. Peruana Cayetano Heredia; 2017.
13. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*.2008 Oct; 24(10):1311-5.
14. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.*Br Dent J*. 1971 Aug 3; 131(3):107-11
15. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*. 2014 41; 853--874
16. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three – dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec: 112(6): 1432-6.
17. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, *et al*. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr Crown. *J Prosthet Dent*. 2009 Oct; 102(4):253-9.

18. Van Noort R: The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12.
19. Qian B, Saeidia K, Kvetková LF et al. Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting. *Dent Mater* 2015; 2619 1–10.
20. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont*. 2015 Jun; 24(4):303-12.
21. Kenzari S, Bonina D et al. Complex metallic alloys as new materials for additive manufacturing. *Sci. Technol. Adv. Mater.* 15 (2014) 024802.
22. Nawafleh N et al. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *J Prosthodont* **22** (2013) 419–428.
23. Laurent M, Scheer J, Dejou G, Laborde. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns –validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008 35; 116–122.
24. Garner J, Wajdowicz M, Du Vall N, Roberts H. Selected physical properties of new resin-modified glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 2016.
25. Flores et al. Adaptación de copias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera perdida colada por centrifugación convencional y fusión selectiva por láser. *Rev Estomatol Herediana*. 2017 Abr-Jun;27(1).
26. Park J, Lee W, Kim H, Kim W, Kim J. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont* 2015;7:122-8.
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;114(5):686-92.
28. Arpa M. Revisión de los últimos 10 años del análisis in vitro del ajuste marginal e interno de estructuras metálicas para prótesis fija dentosoportada. [Tesis magister en Odontología]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2012.
29. Kious A, Roberts H, Brackett W. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent* 2009;101:189-192.
30. Muller J, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci* 2017; 00: 1–10.
31. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, García-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J of Dent* 31 (2003) 43–50.
32. Tavangar M, Jafarpur D, Bagheri R. Evaluation of Compressive Strength and Sorption/Solubility of Four Luting Cements. *J Dent Biomater* 2017;4(2):387-393.

ANEXOS

ANEXO 1

Operacionalización de Variables

VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	TIPO	INDICADOR	ESCALA DE MEDICION	VALORES O CATEGORIAS
Adaptación (variable dependiente)	Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre el margen cervical, axial y oclusal de una preparación.	Distancia a nivel cervical, axial, oclusal entre la superficie de la preparación en el modelo y la superficie interna de la cofia metálica.	Cuantitativa	<p>Espesor de la película de silicona en:</p> <p>A: Sección marginal vestibular</p> <p>B: Sección interna axial vestibular</p> <p>C: Sección interna oclusal vestibular.</p> <p>D: Sección interna oclusal palatino</p> <p>E: Sección interna axial palatino.</p> <p>F: Sección marginal palatino</p>	Razón	Micrómetros (um)
Ángulo de convergencia total (variable independiente)	Es la medida de la combinación de los ángulos de conicidad de las paredes axiales opuestas.	Ángulo producido por las paredes axiales convergentes a oclusal.	Cualitativo	Software 3D Autodex Inventor Professional 2017.	Politémica Nominal	<p>12°</p> <p>16°</p> <p>20°</p>
Espacio para el cemento (variable independiente)	Espacio existente entre la pared interna de la cofia y la pared axial del diente que será ocupado por el cemento	Distancia a nivel cervical , media y oclusal entre la superficie interna de la cofia y la superficie de la preparación en el modelo	Cualitativo	Grosor de la película de silicona entre la preparación y la cofia metálica	Politémica Nominal	<p>80 μm/60 μm</p> <p>70 μm/50 μm</p> <p>40 μm/30 μm</p>

ANEXO 2

Ficha de recolección de datos

Corte: _____						
Grupo: _____ Grado: _____ Espacio para el cemento _____						
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						

A1: Sección marginal vestibular.

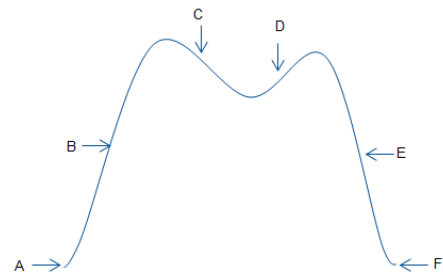
B1: Sección interna axial vestibular.

C1: Sección interna oclusal vestibular.

D1: Sección interna oclusal palatino.

E1: Sección interna axial palatino.

F1: Sección marginal palatino.



A2: Sección marginal distal.

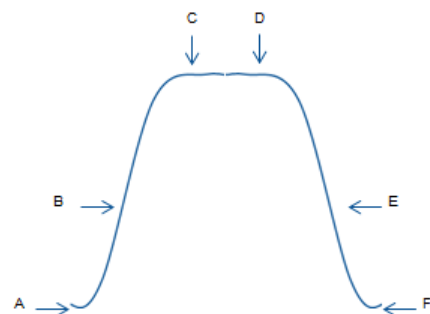
B2: Sección interna axial distal.

C2: Sección interna oclusal distal.

D2: Sección interna oclusal mesial.

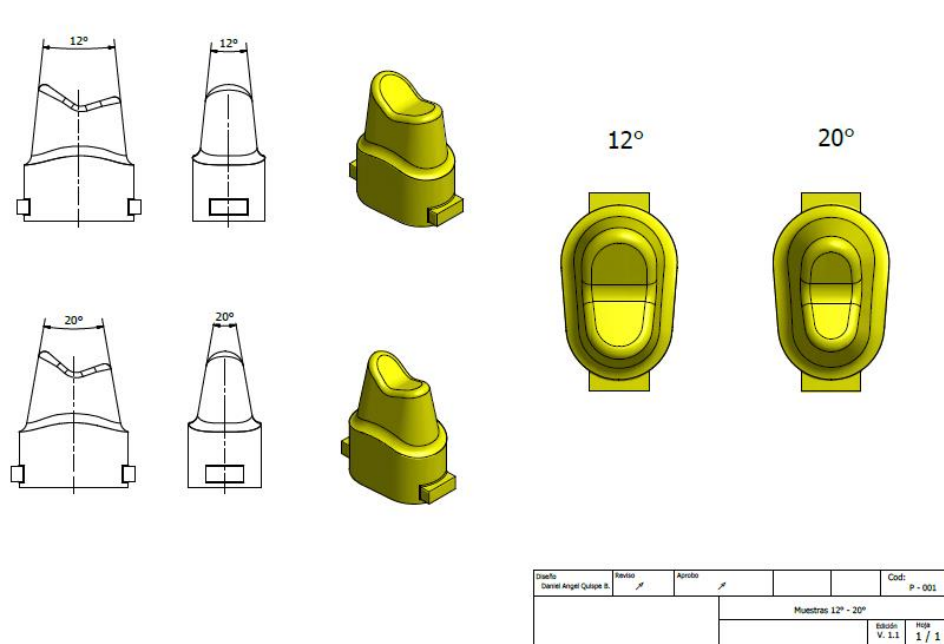
E2: Sección interna axial mesial.

F2: Sección marginal mesial.



ANEXO 3

Secuencia de trabajo para la confección de los modelos maestros.



Diseño de modelos maestros con ángulos de convergencia total de 12°, 16° y 20° con el software 3D Autodesk Inventor Professional 2017 (Autodesk, USA).



12°



16°



20°

Modelos maestros Co-Cr

ANEXO 4

Elaboración de los modelos de trabajo.



Vista de impresión para modelo de trabajo.



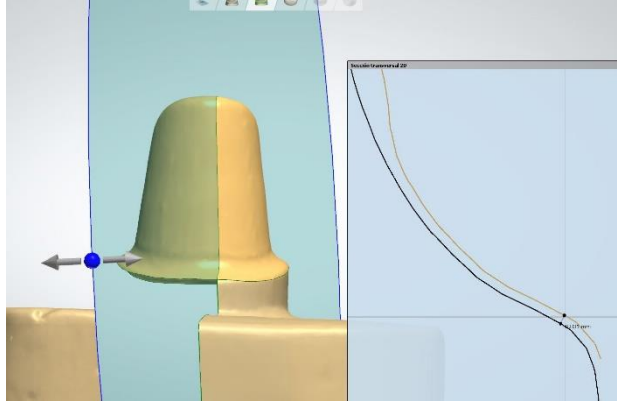
Vaciado de impresión con ayuda de vibradora.



Modelos de trabajo de 12°, 16° y 20°

ANEXO 5

Confección de cofias mediante Técnica de Fusión Selectiva por Láser.



Modelo escaneado para diseñar las cofias



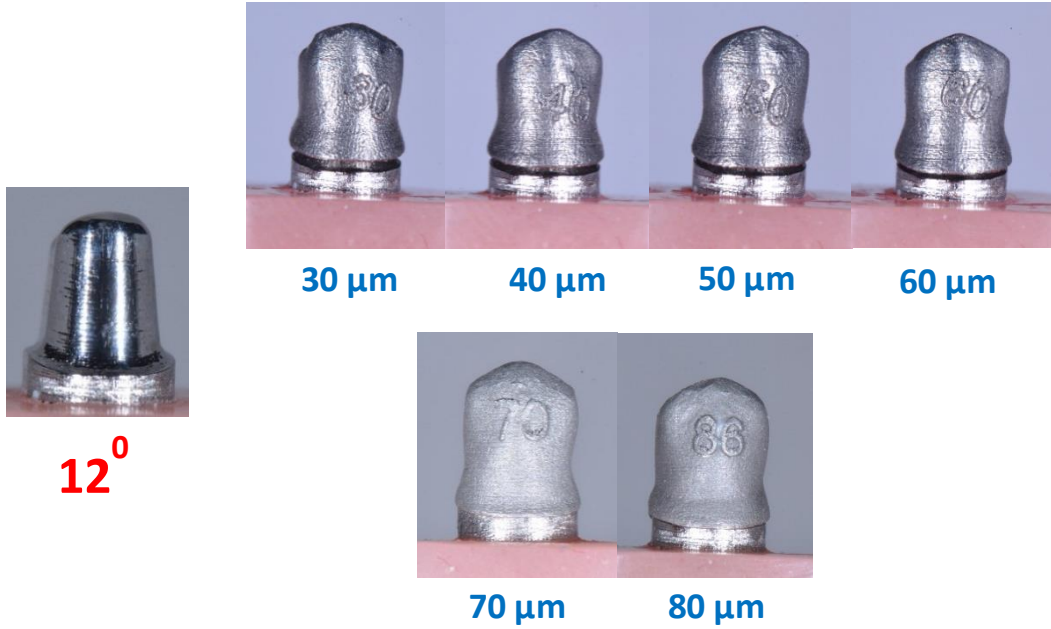
Estructura siendo fusionada.



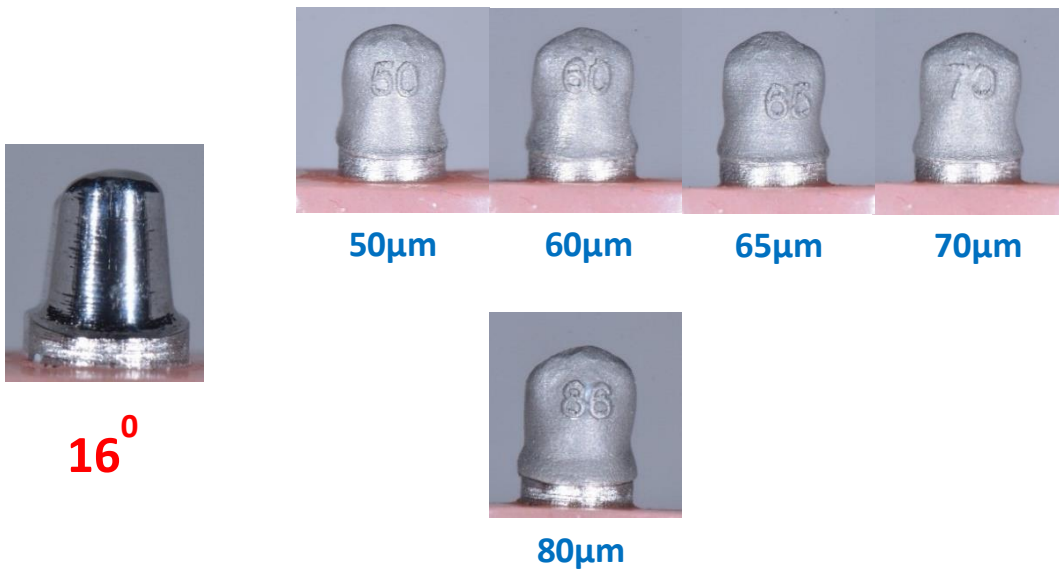
Cofias sobre la platina de fusión láser

ANEXO 6

Evaluación de espacios de cemento interno para los tres ángulos de convergencia total (12°, 16° y 20°)



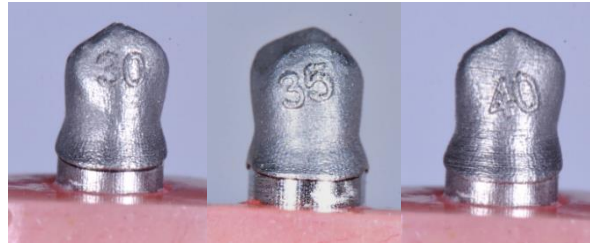
Cofias metálicas con espacios para el cemento interno en modelo de 12°



Cofias metálicas con espacios para el cemento interno en modelo de 16°



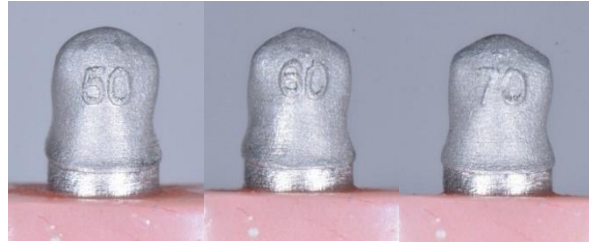
20°



30μm

35μm

40μm



50μm

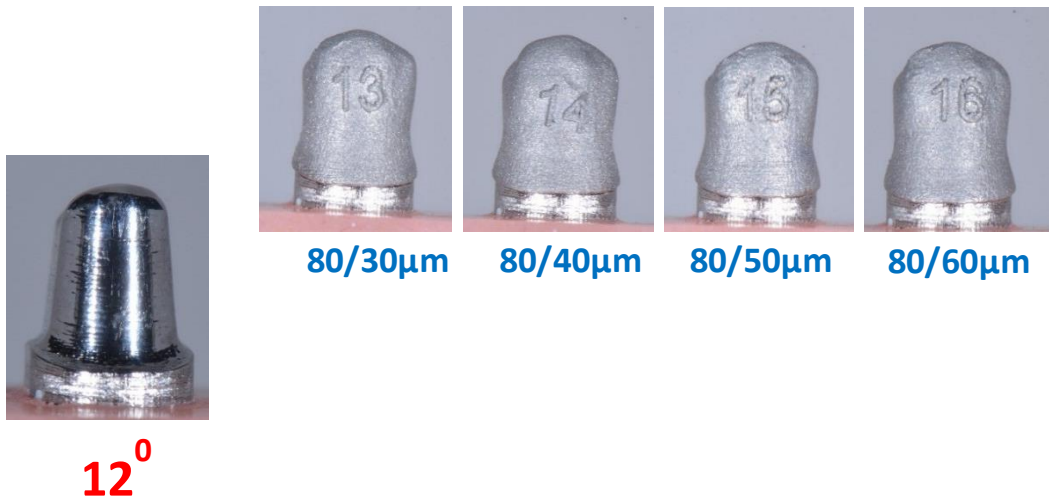
60μm

70μm

Cofias metálicas con espacios para el cemento interno en modelo de 20°

ANEXO 7

Evaluación de la combinación de espacios de cemento interno y marginal para los tres ángulos de convergencia total (12°, 16° y 20°)



Cofias metálicas combinando espacios de cemento interno y marginal en modelo de 12°



Cofias metálicas combinando espacios de cemento interno y marginal en modelo de 16°



20^o



35/25μm



35/30μm



40/25μm

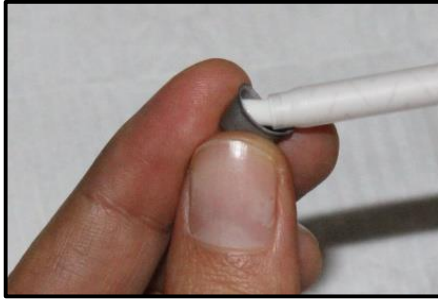


40/30μm

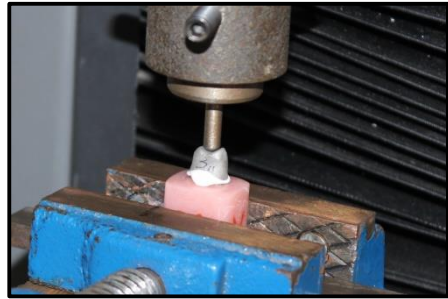
Cofias metálicas combinando espacios de cemento interno y marginal en modelo de 20°

ANEXO 8

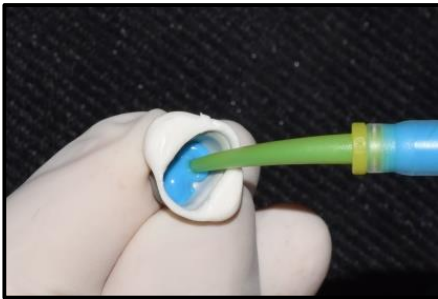
Técnica de la réplica en silicona



Aplicación silicona extra fluida Fit Checker™ Advance White.



Aplicación de fuerza constante que simula la presión digital.



Aplicación de silicona fluida Elite HD Ligth Body.



Asentamiento de cofia con las siliconas sobre una platina de vidrio.



Réplica de silicona.



Corte vestibulo-palatino.



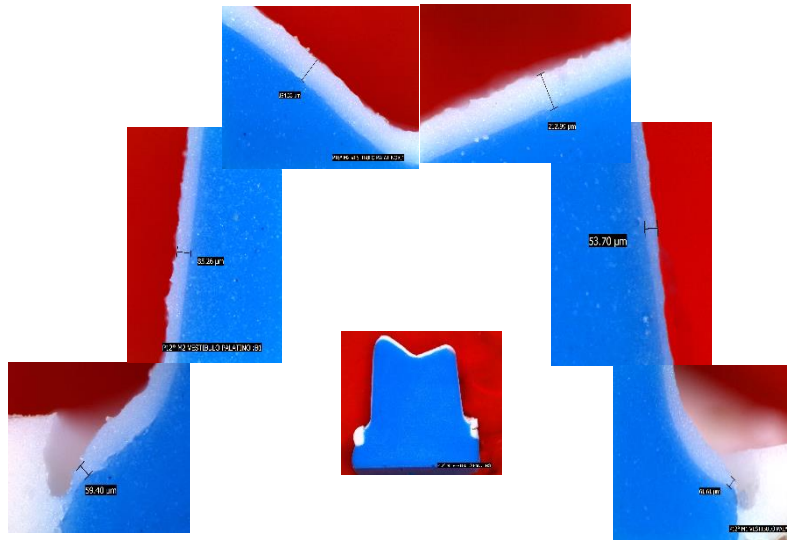
Unidad de evaluación.



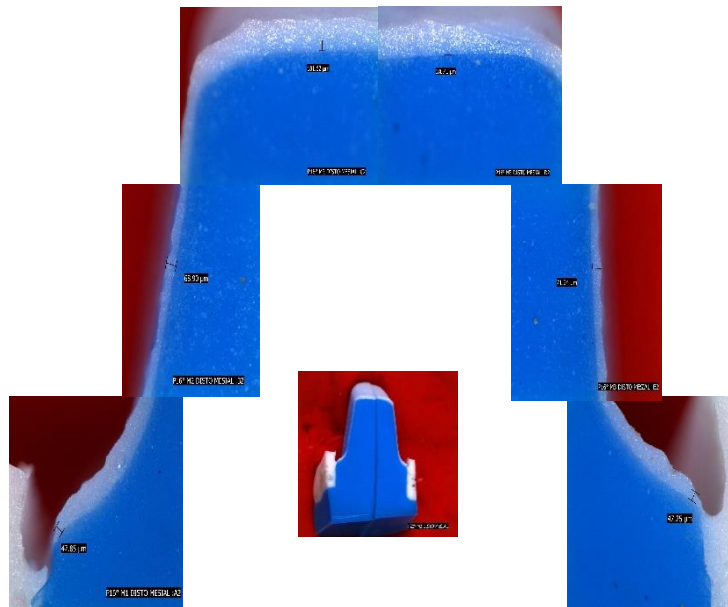
Corte mesio-distal.

ANEXO 9

Evaluación Estereomicroscopio



Corte vestíbulo palatino



Corte disto mesial

ANEXO 10

Matriz de resultados

Técnica de Fusión selectiva por Láser <i>CAD/CAM</i>												
Angulo de convergencia 12° (80µm interno/ 60µm Marginal)												
Sección Mesial, Corte vestíbulo palatino							Sección Vestibular, Corte mesio distal					
Puntos de evaluación	A1 µm	←B1 µm	C1↓ µm	D1↓ µm	E1→ µm	F1 µm	A2 µm	←B2 µm	C2↓ µm	D2↓ µm	E2→ µm	F2 µm
Muestra N° 1	65.97	87.23	264.26	231.84	68.80	65.68	65.47	82.40	264.90	256.03	81.60	66.48
Muestra N° 2	63.94	84.80	257.01	249.43	67.20	62.88	64.34	80.02	282.01	286.41	77.60	65.71
Muestra N° 3	61.29	73.60	294.51	271.71	71.20	60.97	61.68	72.91	293.65	297.75	91.20	61.76
Muestra N° 4	66.99	84.86	225.77	275.38	66.40	65.68	67.89	87.20	245.62	265.66	68.80	66.48
Muestra N° 5	66.13	86.41	262.50	257.16	60.02	65.63	67.36	88.80	307.21	306.43	68.02	65.06
Muestra N° 6	64.36	84.02	258.64	260.42	44.00	64.65	64.64	84.80	284.07	286.40	82.42	66.30
Muestra N° 7	65.94	82.43	294.79	273.85	65.60	64.65	64.48	80.04	282.40	291.27	82.43	65.35
Muestra N° 8	61.72	82.40	282.38	260.00	54.40	60.66	62.24	84.83	291.29	280.00	77.60	62.79
Muestra N° 9	64.74	81.70	290.27	286.27	62.40	64.49	65.63	77.62	324.84	320.01	80.04	68.03
Muestra N° 10	64.00	76.00	301.96	236.16	67.20	63.45	64.49	84.03	326.46	309.21	82.40	64.65

Técnica de Fusión selectiva por Láser CAD/CAM												
Angulo de convergencia 16° (70µm interno/ 50µm marginal)												
Sección Mesial, Corte vestíbulo palatino							Sección Vestibular, Corte mesio distal					
Puntos de evaluación	A1 µm	←B1 µm	C1↓ µm	D1↓ µm	E1→ µm	F1 µm	A2 µm	←B2 µm	C2↓ µm	D2↓ µm	E2→ µm	F2 µm
Muestra N° 1	54.88	71.24	182.10	185.30	59.22	54.03	53.93	72.80	171.32	168.02	70.47	51.51
Muestra N° 2	53.03	80.04	194.02	201.78	57.60	52.35	52.37	77.62	192.37	200.01	61.61	53.61
Muestra N° 3	52.69	79.20	183.30	191.53	48.03	53.51	54.78	68.84	184.81	180.02	71.24	52.35
Muestra N° 4	53.03	72.00	198.14	195.02	76.15	53.31	55.04	76.04	198.41	200.00	55.20	54.14
Muestra N° 5	54.41	76.00	202.93	192.49	54.40	53.22	54.41	84.83	166.63	193.61	51.26	53.37
Muestra N° 6	50.60	73.64	180.63	185.51	61.62	51.48	52.69	64.00	196.06	180.11	80.00	52.06
Muestra N° 7	53.10	71.24	196.10	191.31	68.84	53.61	55.29	64.00	195.26	197.70	82.43	54.90
Muestra N° 8	55.11	75.20	193.34	211.15	77.64	54.49	55.01	71.24	213.64	226.44	71.36	56.07
Muestra N° 9	55.29	73.64	198,67	184.18	71.24	54.90	54.88	72.84	198.40	195.21	71.24	54.32
Muestra N° 10	56.39	73.60	196.23	195.02	71.49	55.25	55.71	72.91	192.01	196.01	68.82	54.41

Técnica de Fusión selectiva por Láser CAD/CAM												
Angulo de convergencia 20° (40µm interno/ 30µm marginal)												
Sección Mesial, Corte vestíbulo palatino							Sección Vestibular, Corte mesio distal					
Puntos de evaluación	A1 µm	←B1 µm	C1↓ µm	D1↓ µm	E1→ µm	F1 µm	A2 µm	←B2 µm	C2↓ µm	D2↓ µm	E2→ µm	F2 µm
Muestra N° 1	34.02	44.00	190.09	192.11	42.40	34.88	35.07	48.86	191.37	210.50	53.61	34.71
Muestra N° 2	44.18	62.31	204.21	220.43	55.71	45.46	43.52	50.88	192.81	219.50	62.45	42.10
Muestra N° 3	35.68	49.66	177.63	189.28	51.20	36.20	36.27	53.60	187.26	197.80	48.80	36.36
Muestra N° 4	35.15	55.20	199.75	196.64	48.80	34.73	37.94	61.52	213.23	208.99	58.68	36.22
Muestra N° 5	38.41	50.37	188.97	212.82	40.87	38.41	42.93	55.57	213.74	202.59	61.97	38.11
Muestra N° 6	36.22	47.37	204.88	217.63	42.47	36.36	36.83	52.59	208.85	216.72	51.20	36.15
Muestra N° 7	39.04	51.26	202.53	229.48	51.20	39.07	42.61	53.60	197.00	204.81	51.22	40.17
Muestra N° 8	38.01	53.60	198.38	206.97	36.01	38.53	39.07	51.22	211.93	224.17	50.41	40.89
Muestra N° 9	34.02	51.26	197.07	197.19	50.40	35.64	33.50	52.01	214.14	215.63	52.01	34.02
Muestra N° 10	35.09	51.20	196.42	193.98	49.66	34.51	35.24	51.20	218.41	206.50	48.00	36.36

Resultados por ángulo de convergencia, tipo de corte y punto de medición

Angulo de convergencia total	Tipo de corte	Punto de medición	Micrones (μm)				
			Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Mediana
12°	Vestíbulo Palatino	A1	64.51	1.88	61.29	66.99	64.55
		B1	82.35	4.38	73.60	87.23	83.23
		C1	273.21	23.67	225.77	301.96	273.32
		D1	260.22	17.44	231.84	286.27	260.21
		E1	62.72	8.15	44.00	71.20	66.00
		F1	63.87	1.86	60.66	65.68	64.57
	Disto Mesial	A2	64.82	1.94	61.68	67.89	64.57
		B2	82.27	4.74	72.91	88.80	83.22
		C2	290.25	24.97	245.62	326.46	287.68
		D2	289.92	19.65	256.03	320.01	288.84
		E2	79.21	6.83	68.02	91.20	80.82
		F2	65.26	1.85	61.76	68.03	65.53
16°	Vestíbulo Palatino	A1	53.85	1.68	50.60	56.39	53.76
		B1	74.58	3.08	71.24	80.04	73.64
		C1	192.55	7.76	180.63	202.93	195.06
		D1	193.33	8.25	184.18	211.15	192.01
		E1	64.62	9.88	48.03	77.64	65.23
		F1	53.62	1.14	51.48	55.25	53.56
	Disto Mesial	A2	54.41	1.10	52.37	55.71	54.83
		B2	72.51	6.24	64.00	84.83	72.82
		C2	190.89	13.70	166.63	213.64	193.82
		D2	193.71	15.66	168.02	226.44	195.61
		E2	68.36	9.86	51.26	82.43	70.86
		F2	53.67	1.40	51.51	56.07	53.88
20°	Vestíbulo Palatino	A1	36.98	3.09	34.02	44.18	35.95
		B1	51.62	4.86	44.00	62.31	51.23
		C1	195.99	8.38	177.63	204.88	197.73
		D1	205.65	13.84	189.28	229.48	202.08
		E1	46.87	6.08	36.01	55.71	49.23
		F1	37.38	3.29	34.51	45.46	36.28
	Disto Mesial	A2	38.30	3.61	33.50	43.52	37.39
		B2	53.11	3.48	48.86	61.52	52.30
		C2	204.87	11.47	187.26	218.41	210.39
		D2	210.72	8.21	197.80	224.17	209.75
		E2	53.84	5.29	48.00	62.45	51.62
		F2	37.51	2.71	34.02	42.10	36.36