



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

ADAPTACIÓN DE COFIAS METÁLICAS
CONFECCIONADAS CON LA TÉCNICA
DE FUSIÓN SELECTIVA LÁSER SEGÚN
LA RELACIÓN ÁNGULO DE
CONVERGENCIA, ALTURA DE
MUÑÓN Y TIPO DE IMPRESIÓN
DIGITAL

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL

JAVIER ALEXANDER GONZALES
VALDIVIA

LIMA - PERÚ

2026

ASESOR

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

CO ASESOR

Mg. Leyla Antoniette Delgado Cotrina
Departamento Académico de Clínica Estomatológica

JURADO DE TESIS

DR. JOSE ANTONIO BALAREZO RAZZETO

PRESIDENTE

MG. ALEXIS EVANGELISTA ALVA

VOCAL

MG. HANZ OLIVERA CHACÓN

SECRETARIO (A)

DEDICATORIA

A mi familia, por su apoyo incondicional, comprensión y aliento constante a lo largo de este proceso.

AGRADECIMIENTO

A mis asesores, por su valioso tiempo, dedicación y generosidad al compartir sus conocimientos y experiencia durante esta etapa de aprendizaje.

FUENTES DE FINANCIAMIENTO

Tesis autofinanciada

DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD

Los egresados:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES
1.	GONZALES VALDIVIA JAVIER ALEXANDER

Pertenecientes al programa de la **MAESTRÍA EN REHABILITACIÓN ORAL**, autores del trabajo titulado: **ADAPTACIÓN DE COFIAS METÁLICAS CONFECCIONADAS CON LA TÉCNICA DE FUSIÓN SELECTIVA LÁSER SEGÚN LA RELACIÓN ÁNGULO DE CONVERGENCIA, ALTURA DE MUÑÓN Y TIPO DE IMPRESIÓN DIGITAL**, el cual ha sido elaborado, sustentado y aprobado, según corresponda, para optar por el grado de **MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL** bajo la modalidad de **TESIS**.

En calidad de docentes asesores de la Universidad Peruana Cayetano Heredia:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES DEL DOCENTE	FACULTAD	NIVEL DE ASESORÍA
1.	QUINTANA DEL SOLAR MARTIN GILBERTO	FAEST	ASESOR
2.	DELGADO COTRINA LEYLA ANTOINETTE	FAEST	CO ASESOR

Declaramos que el contenido del presente documento es original y que las citas y referencias a otros autores cumplen con las normas académicas establecidas. En ese sentido, hacemos constar que:

- El documento presenta un porcentaje de similitud de **8%**, según el reporte emitido por el software **Turnitin®** (identificador de entrega: **2997479355**; fecha de entrega: **14-07-2026**).
- Tras una revisión detallada del reporte y del contenido del trabajo en cuestión, no se han identificado indicios de plagio.
- Se certifica que el documento respeta los principios de integridad académica y cumple con los requisitos institucionales de originalidad.

Lugar y fecha: **Lima, 13 de julio de 2026**



Firma del asesor
N° DNI: 07613737
ORCID: 0000-0002-7087-7874



Firma del Co-asesor
N° DNI: 10193841
ORCID: 0000-0002-3027-178X

ÍNDICE

RESUMEN

ABSTRACT

I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	6
III. MARCO TEORICO	7
IV. MATERIALES Y METODOS	16
V. RESULTADOS	28
VI. DISCUSIÓN	36
VII. CONCLUSIONES	48
VIII. RECOMENDACIONES	50
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51

ANEXOS

RESUMEN

Introducción: La adaptación marginal en prótesis dentales es fundamental para prevenir complicaciones biológicas como caries secundarias e inflamación gingival. Factores como la altura del muñón, el ángulo de convergencia total (ACT) y los métodos de impresión influyen directamente en la precisión del ajuste del margen protésico. El análisis de estas variables permite optimizar el desempeño clínico y abordar vacíos en la literatura sobre tecnologías digitales emergentes.

Objetivo: Evaluar el efecto de la altura del muñón, el ángulo de convergencia total y dos tipos de impresión en la adaptación marginal de coronas dentales. **Materiales**

y métodos: Estudio experimental in vitro con 8 grupos según altura vestibular (4 mm y 6 mm), ACT (12° y 16°) y tipo de impresión (convencional con escáner de laboratorio e intraoral). La adaptación se evaluó con el método de réplica de silicona, realizando cortes vestibulopalatinos y mesiodistales. Las mediciones se efectuaron con estereomicroscopio a 40X, obteniendo 6 registros por corte en superficies cervical, axial y oclusal. Se calcularon medias y desviaciones estándar, aplicando ANOVA y prueba de Tukey bajo un supuesto de normalidad.

Resultados: La adaptación marginal dependió del tipo de escáner, el ACT y la altura del muñón. El escáner intraoral presentó menor discrepancia marginal independientemente de las variables ($p < 0.05$). En la adaptación axial, el escáner de laboratorio mostró mejores resultados a 16°, mientras que el intraoral no evidenció diferencias significativas. En la adaptación oclusal, el escáner intraoral mostró menores discrepancias, siendo la mayor en el escáner de laboratorio a 6 mm y ACT de 12°. **Conclusiones:** La adaptación de copias metálicas fabricadas mediante SLM

está determinada por la interacción de las variables estudiadas. El escáner intraoral mostró mejor desempeño, evidenciando un comportamiento multifactorial.

PALABRAS CLAVE (DeHS): ADAPTACIÓN, LÁSERES DE ESTADO SÓLIDO, DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADORA, TÉCNICA DE IMPRESIÓN DENTAL.

ABSTRACT

Introduction: Marginal adaptation in dental prostheses is essential to prevent biological complications such as secondary caries and gingival inflammation. Factors such as abutment height, total convergence angle (TCA), and impression methods directly influence the accuracy of the prosthetic margin fit. The analysis of these variables allows optimization of clinical performance and helps address gaps in the literature related to emerging digital technologies. **Objective:** To evaluate the effect of abutment height, total convergence angle, and two types of impression techniques on the marginal adaptation of dental crowns. **Materials and Methods:** An in vitro experimental study was conducted with eight groups based on vestibular height (4 mm and 6 mm), TCA (12° and 16°), and type of impression (conventional using a laboratory scanner and intraoral scanning). Adaptation was assessed using the silicone replica technique, with vestibulopalatal and mesiodistal sectioning. Measurements were performed using a stereomicroscope at 40× magnification, obtaining six records per section on cervical, axial, and occlusal surfaces. Means and standard deviations were calculated, and ANOVA and Tukey tests were applied under the assumption of normality. **Results:** Marginal adaptation depended on the type of scanner, TCA, and abutment height. The intraoral scanner showed lower marginal discrepancy regardless of the variables ($p < 0.05$). For axial adaptation, the laboratory scanner showed better results at 16°, whereas the intraoral scanner showed no significant differences. In occlusal adaptation, the intraoral scanner showed lower discrepancies, while the highest discrepancy was observed with the laboratory scanner at 6 mm and a TCA of 12°. **Conclusions:** The adaptation of metal copings fabricated by selective laser melting (SLM) is

determined by the interaction of the studied variables. The intraoral scanner demonstrated better performance, highlighting the multifactorial nature of marginal adaptation.

KEYWORDS (DeHS): ADAPTATION, SOLID-STATE LASERS, COMPUTER-AIDED DESIGN, DENTAL IMPRESSION TECHNIQUE.

I. INTRODUCCIÓN

En la odontología actual, uno de los principales desafíos es lograr restauraciones que combinen durabilidad con una apariencia estética adecuada. Las prótesis fijas metal-cerámica se destacan por su capacidad para imitar el aspecto natural de los dientes y por su buena biocompatibilidad, lo que las convierte en una opción de referencia para la rehabilitación de piezas dentales con gran pérdida estructural. El éxito clínico de estas restauraciones se sustenta en tres aspectos clave: lograr una apariencia lo más natural posible, ofrecer una adecuada resistencia a la fractura y asegurar un ajuste preciso en el margen cervical (1,2).

En prótesis fija, la adaptación de las coronas constituye un criterio determinante, porque refleja el grado de ajuste entre el límite del diente preparado y el borde interno de la restauración. La separación existente entre ambas superficies se denomina discrepancia marginal. Cuando esta adaptación no es idónea, pueden verse comprometidos la retención y el sellado, lo que a su vez repercute en la longevidad de la restauración (3).

En los últimos años, la odontología digital ha evolucionado de manera notable gracias a la incorporación de la tecnología CAD/CAM, que ha permitido optimizar la fabricación de estructuras protésicas. Este sistema se basa principalmente en dos formas de producción: el sustractivo y el aditivo. El sustractivo consiste en el fresado de bloques sólidos, donde se elimina material de forma progresiva hasta conseguir la morfología final de la restauración. Sin embargo, presenta limitaciones importantes en la reproducción de anatómicas complejas, genera entre un 60 % y 70 % de pérdida de material, y su eficacia depende en gran medida del diseño digital. En contraste, la técnica aditiva conocida como Selective Laser Melting (SLM) se basa en la fusión selectiva de polvo metálico mediante un láser de alta precisión (Nd:YAG). A diferencia del método sustractivo, este proceso

permite formar la estructura de manera progresiva, capa por capa, alcanzando resoluciones que pueden llegar a las 20 μm . Este método presenta múltiples ventajas: permite la fabricación de estructuras complejas y detalladas, reduce significativamente el desperdicio de material (del 80 % al 90 %, ya que el polvo es reciclable), acorta los tiempos de producción y facilita un flujo de trabajo completamente digitalizado. Gracias a su evolución reciente, la tecnología de fusión selectiva por láser (SLM) ha logrado desplazar a los métodos convencionales en la fabricación de cofias metálicas. Su adopción actual se fundamenta en una mayor precisión dimensional, un aprovechamiento óptimo del material y una reproducibilidad clínica superior (4–6).

El análisis de la adaptación en prótesis fija se divide fundamentalmente en los componentes marginal e interno. En particular, la adaptación marginal define la exactitud del ajuste entre el borde cervical de la restauración y la línea de terminación del pilar (7). Bajo los estándares de McLean y von Fraunhofer, se mantiene el consenso de que una discrepancia marginal de hasta 120 μm tras la cementación representa el límite máximo de aceptabilidad clínica. No obstante, valores entre 150 y 201 μm también pueden ser tolerados clínicamente. Cuando se superan estos límites, aumenta significativamente el riesgo de complicaciones como inflamación de los tejidos periodontales y desarrollo de caries secundaria. (8,9).

La adaptación interna de una restauración se refiere al espacio existente entre la superficie preparada del diente y la cara interna de la corona. Esta adaptación es fundamental para lograr un ajuste preciso y sin tensiones, lo cual influye directamente en la retención y en la resistencia de la restauración frente a las fuerzas masticatorias. Es importante destacar que el espacio destinado al cemento varía según la zona; generalmente, es menor en las

paredes axiales que en la región oclusal. Aunque teóricamente se considera ideal un espesor de cemento interno entre 20 y 40 μm , en la práctica clínica este valor suele oscilar entre 50 y 350 μm , debido a múltiples variables. Diversos factores pueden afectar la adaptación, retención y resistencia de una prótesis, entre ellos: la altura del muñón, el ángulo de convergencia, el diseño de la terminación, el tipo de impresión utilizado y los parámetros empleados durante el proceso de fabricación. (10–12).

La altura del muñón es un factor clave para asegurar una adecuada retención y resistencia en las preparaciones dentales. Según Goodacre et al., se recomienda una altura mínima de 4 mm en molares con un ángulo de convergencia igual o menor a 17° , con el fin de garantizar la estabilidad mecánica. Cuando la altura es menor, una posible estrategia para mejorar la retención es reducir el ángulo de convergencia, aunque su aplicación clínica puede resultar compleja. En el caso de dientes anteriores y premolares, una altura de al menos 3 mm suele ser suficiente, ya que permite trabajar con ángulos de convergencia más pequeños. Por su parte, Nogueira et al. demostraron que un incremento de 0.5 mm en la altura del muñón aumenta, en promedio, 7 N la resistencia a la tracción, lo que evidencia la influencia directa de este parámetro en la capacidad retentiva. Sin embargo, el impacto específico de la altura del muñón en la adaptación marginal e interna de las prótesis fijas aún no se comprende completamente. (13–16).

El ángulo de convergencia total se define como la suma de las inclinaciones formadas por las paredes axiales opuestas en una preparación dental, y constituye un elemento fundamental para lograr una retención y estabilidad adecuadas en las restauraciones. Desde los estudios pioneros de Jørgensen en el siglo XX, se ha reconocido una relación inversa entre este ángulo y la capacidad retentiva: a mayor ángulo, menor retención.

Diversos autores han propuesto rangos óptimos para este parámetro. Wilson y Chan recomiendan un ángulo de entre 6° y 12° al utilizar cemento de fosfato de zinc, mientras que Malone (1989) sugiere un rango de 4° a 10°, y Dodge et al. (1985) demostraron una retención adecuada incluso con 16°. No obstante, alcanzar estos valores ideales en la práctica clínica puede resultar difícil; por ello, Shillingburg (2002) y Goodacre et al. proponen rangos más amplios, entre 10° y 22°, considerando las limitaciones clínicas. En esta línea, un estudio realizado por Gómez (2018) evaluó cofias metálicas fabricadas mediante SLM y concluyó que los ángulos de 12° y 16° ofrecían la mejor adaptación marginal. (7,15,17–21).

Actualmente, las técnicas de impresión tradicionales en odontología utilizan diversos materiales que ofrecen alta precisión y estabilidad dimensional. Sin embargo, con el avance de la tecnología digital, se han incorporado escáneres intraorales y de laboratorio, junto con sistemas CAD/CAM para el diseño y la fabricación de restauraciones. La transición hacia flujos de trabajo automatizados ha permitido integrar el diseño tridimensional y la digitalización de preparaciones en la práctica clínica diaria. No obstante, el éxito de estas restauraciones depende de la exactitud del escaneado, concepto que integra tanto la veracidad proximidad al valor real como la precisión consistencia en las mediciones (22–24). Al respecto, la revisión sistemática de Sarafidou et al. (2023), que analizó 35 estudios sobre diversas estructuras (cerámicas y metal-cerámicas), ofrece una conclusión crítica: a día de hoy, no existe evidencia contundente que sitúe a la impresión digital por encima de la convencional en términos de ajuste marginal para coronas y prótesis de tramo corto. Además, se observó que el escaneo intraoral mostró una mejor adaptación en comparación con el escaneo de impresiones, aunque no hubo diferencias significativas al compararlo con el escaneo de modelos. (8).

Pese a los avances tecnológicos, persiste una incertidumbre sobre cómo influye la combinación de distintos tipos de tallado con los sistemas de escaneado en la precisión de las estructuras SLM. La evidencia disponible se ha centrado en factores aislados, pero la interacción conjunta entre la preparación dental y el método de captura digital sigue siendo un área poco explorada, lo que limita la predictibilidad clínica de estas prótesis.

Analizar la relación entre la altura del muñón, el ángulo de convergencia y el tipo de escáner puede ayudar a comprender su influencia sobre la adaptación de las restauraciones. El estudio evalúa cómo las variables clínicas y el flujo digital influyen en la adaptación marginal, factor determinante en la salud periodontal y la longevidad de la restauración. En última instancia, optimizar estas pautas de preparación y fabricación mediante SLM no solo mejora la eficiencia del laboratorio, sino que eleva la predictibilidad del tratamiento para el paciente. Este estudio no solo busca perfeccionar las técnicas de fabricación, sino también contribuir a la estandarización de procesos que aseguren restauraciones funcionales, duraderas y adaptadas a las exigencias de la odontología moderna.

Con base en lo expuesto previamente, formulamos la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo influyen el ángulo de convergencia, la altura del muñón y el tipo de impresión digital en la adaptación marginal e interna de las cofias metálicas fabricadas mediante fusión selectiva por láser (SLM)?

II. OBJETIVOS

II.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la adaptación marginal e interna (axial y oclusal) de cofias metálicas de Co-Cr fabricadas mediante fusión selectiva por láser (SLM), en función del ángulo de convergencia total, la altura del muñón y el tipo de escáner utilizado.

II.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar la adaptación de cofias metálicas (SLM) con ángulos de convergencia de 12° y 16°, y alturas de muñón de 4 mm y 6 mm, usando escáner de laboratorio.
2. Comparar la adaptación de cofias metálicas (SLM) con ángulos de convergencia de 12° y 16°, y alturas de muñón de 4 mm y 6 mm, usando escáner intraoral.
3. Evaluar la interacción entre el tipo de escáner, el ángulo de convergencia y la altura del muñón en la adaptación marginal e interna.

III. MARCO TEORICO

La adaptación de las restauraciones protésicas constituye el principal factor de pronóstico para su éxito y longevidad a largo plazo. Un ajuste adecuado no solo garantiza la estabilidad mecánica de la restauración, sino que también contribuye a la preservación de la salud de los tejidos dentarios y periodontales, influyendo directamente en la durabilidad del tratamiento rehabilitador.

La odontología restauradora ha incorporado progresivamente flujos digitales en los procedimientos protésicos. Este cambio va más allá de la simple adopción tecnológica; exige una revisión de los principios biomecánicos tradicionales del tallado dentario para adaptarlos a las exigencias de técnicas aditivas, como la fusión selectiva por láser (SLM) (25).

Más allá de la simple reposición de tejidos, la Prótesis Fija busca restablecer el equilibrio funcional y garantizar la integridad biológica de los tejidos de soporte. Para que una restauración sea exitosa a largo plazo, debe articular tres pilares básicos: retención, resistencia y, sobre todo, una integridad marginal que asegure el sellado biológico frente al entorno oral (McLean & Von Fraunhofer, 1971) (27).

La adaptación marginal, o marginal gap, representa la discrepancia geométrica entre la terminación del tallado y el margen de la prótesis. Si bien el estándar de aceptabilidad clínica se fijó clásicamente por debajo de las 120 μm (McLean & Von Fraunhofer, 1971; Christensen, 1966), la irrupción de las tecnologías CAD/CAM ha redefinido estas expectativas. Actualmente, la precisión que ofrecen los sistemas digitales ha desplazado el umbral de éxito hacia rangos mucho más exigentes, situándose habitualmente entre las 50 y 70 μm (26-28).

La adaptación interna, o internal gap, define el espacio tridimensional que queda entre la superficie del tallado y el interior de la restauración. Más que un simple espacio, este es crítico para alojar el agente cementante, garantizando el asentamiento pasivo de la prótesis y una distribución de tensiones más equilibrada. En términos de éxito clínico, la literatura sitúa los valores de aceptabilidad en un rango amplio, que oscila entre las 60 y 350 μm , dependiendo de la técnica y el material empleado (29).

Conviene evaluar ambos parámetros de manera conjunta, ya que el éxito del tratamiento no depende de uno solo, sino del balance adecuado entre el ajuste marginal y el interno. Más que un aspecto puramente técnico, la relación entre ambos influye directamente en la estabilidad biomecánica y en la durabilidad de la restauración dentro de la cavidad oral.

Cuando la desadaptación marginal supera los valores aceptables, el sellado biológico se ve afectado, lo que favorece la microfiltración y permite la entrada de bacterias y fluidos en la interfase. Este problema no se limita a un aspecto técnico, sino que tiene implicancias clínicas importantes, ya que puede contribuir a la aparición de caries recurrentes y procesos inflamatorios que comprometen tanto la pulpa como el periodonto. Además, al quedar expuesto al medio oral, el cemento de fijación puede disolverse de forma progresiva, debilitando aún más el sellado y la estabilidad de la restauración. Como resultado, aumenta el riesgo de descementación y de fracaso clínico en el corto y mediano plazo (25,30).

La precisión del ajuste protésico no es el resultado de una variable aislada, sino de un modelo de varios factores donde convergen el diseño del muñón, la tecnológica y el criterio clínico. Factores como la morfología del muñón específicamente su altura y ángulo de convergencia interactúan directamente con la precisión de la técnica de

impresión y la naturaleza del proceso de fabricación, ya sea mediante métodos convencionales o tecnologías aditivas como el SLM (Limpuangthip *et al.*, 2026) (25).

Estas variables no operan de manera independiente, sino que forman parte de un conjunto donde los errores pueden volverse acumulativos. En los flujos digitales CAD/CAM, cualquier discrepancia mínima en la fase inicial de escaneado o en el diseño del pilar tiende a magnificarse durante la fabricación, comprometiendo la precisión dimensional de la estructura final.

La altura del pilar, entendida como su dimensión ocluso-cervical, cumple un papel clave en la estabilidad de la prótesis. Desde el punto de vista biomecánico, un muñón más alto no solo ofrece mayor superficie de contacto para la retención, sino que también mejora el comportamiento frente a las fuerzas, al reducir la posibilidad de descementación ante cargas oclusales y movimientos de tipo rotacional.

Para lograr una retención predecible, el consenso clínico sugiere ciertos rangos de altura. En dientes posteriores, como molares y premolares, se recomienda una altura mínima de 3 a 4 mm, mientras que superar los 6 mm generalmente no aporta beneficios clínicos relevantes (Mou *et al.*, 2002) (31). Cuando la altura está por debajo de estos valores, la estabilidad de la restauración se ve comprometida, aumentando considerablemente el riesgo de descementación en la práctica clínica.

Dentro del flujo digital, la altura del muñón trasciende la biomecánica para convertirse en un factor crítico de la captura óptica. Un pilar excesivamente corto suele comprometer la triangulación del escáner intraoral, derivando en mallas tridimensionales con ruido o falta de definición que afectan la precisión del diseño CAD. Esta limitación técnica, al conjugarse con el ángulo de convergencia, condiciona directamente el ajuste de las

estructuras fabricadas por SLM, evidenciando que la fidelidad del proceso aditivo depende estrechamente de la calidad de la lectura digital inicial.

El ángulo de convergencia (AC) representa la inclinación total entre las paredes axiales opuestas y es, en esencia, el factor que regula la estabilidad de la prótesis. Más que una medida geométrica, su importancia radica en alcanzar el punto de equilibrio crítico: un tallado lo suficientemente cónico para permitir un eje de inserción fluido, pero lo bastante paralelo para maximizar la fricción y evitar el desalojo mecánico de la restauración.

Existe una brecha notable entre la teoría y la ejecución clínica respecto al ángulo de convergencia. Mientras que el canon académico sitúa el ideal en torno a los 6° para maximizar la retención (Shillingburg *et al.*, 2013), la realidad en el sillón dental muestra una tendencia hacia preparaciones mucho más cónicas, con valores que oscilan entre los 10° y 22° (Kashani *et al.*, 1981). Esta discrepancia no es menor, ya que compromete la estabilidad biomecánica de la restauración y pone a prueba los límites de la interfase cementante (32-34).

Dentro del flujo digital, el ángulo de convergencia trasciende la biomecánica para convertirse en una variable crítica de la manufactura. Un tallado excesivamente paralelo puede generar 'puntos ciegos' o zonas de sombra que dificultan la captura óptica del escáner intraoral. Por el contrario, un ángulo demasiado abierto compromete la retención friccional. En tecnologías aditivas como el SLM, el AC es determinante, ya que dicta la disposición de las capas y la rugosidad del intradós, factores que definen finalmente la magnitud del espacio interno y el ajuste de la estructura (35,36).

La técnica de fabricación es, quizá, el factor que más condiciona la exactitud del ajuste final. Si bien el colado convencional ha sido el pilar de la prótesis fija, su fiabilidad se ve

limitada por una naturaleza inherentemente sensible al operador. La acumulación de discrepancias durante el encerado, el revestimiento y los cambios volumétricos de la aleación introduce una variabilidad difícil de controlar, lo que suele derivar en adaptaciones marginales menos consistentes en comparación con los métodos digitales.

La incorporación del fresado CAD/CAM ha cambiado de forma importante la manera en que se logra la precisión en prótesis, al dejar de lado muchos pasos artesanales y reemplazarlos por procesos mecanizados más controlados. Al trabajar con bloques pre-sinterizados o discos homogéneos, se reducen las distorsiones térmicas propias del colado, lo que permite obtener un ajuste marginal e interno más predecible. Además, ofrece una reproducibilidad técnica que resulta difícil de alcanzar con los métodos convencionales.

La tecnología de fusión selectiva por láser (SLM) ha cambiado la forma de fabricar estructuras de cobalto-cromo, convirtiéndose en una alternativa cada vez más utilizada frente a los métodos tradicionales. Este sistema trabaja mediante la fusión de capas muy finas de material, guiadas por un láser de alta precisión, lo que permite un mejor control del proceso y reduce la aparición de errores. Gracias a este enfoque, no solo se aprovecha mejor la aleación, sino que también se logran estructuras con buena precisión y una adaptación dimensional más confiable en la cofia.

La mayoría de los estudios coinciden en que la tecnología SLM puede lograr un sellado marginal comparable al del fresado y, en muchos casos, más predecible que el obtenido con el colado tradicional. Sin embargo, cuando se analiza el ajuste interno, los resultados no son tan consistentes. Esto se debe a que el propio proceso de fusión láser donde influyen factores como la rugosidad superficial y la dinámica de fusión puede generar ciertas variaciones en la superficie interna de la corona. Por ello, aún existe debate sobre

qué tan uniforme y confiable es el espacio interno (internal gap) en este tipo de estructuras (33–35).

Más allá de la precisión dimensional, la tecnología SLM también destaca por aprovechar mejor la aleación y por permitir diseños que serían difíciles de lograr con métodos convencionales. Una de sus principales ventajas es la formación de una microestructura más densa y con menos porosidades, lo que puede mejorar el comportamiento mecánico de la restauración. Sin embargo, para que estos beneficios realmente se reflejen en el éxito clínico a largo plazo, es importante analizar con cuidado sus posibles limitaciones dentro del entorno oral.

La impresión dental es una etapa clave para el éxito de la restauración, ya que cualquier error en este punto inicial tiende a trasladarse al resultado final. Durante años, las siliconas de adición (PVS) se han mantenido como una de las opciones más confiables en la práctica clínica, principalmente por su alta estabilidad dimensional. Su baja contracción (alrededor de 0.05%) permite obtener registros precisos y reducir la posibilidad de errores acumulativos durante la fabricación de prótesis fijas (Limpuangthip *et al.*, 2026) (25).

Aunque el registro inicial pueda ser bastante preciso, el flujo convencional no está libre de errores, especialmente durante el vaciado. La expansión de fraguado del yeso tipo IV o V puede modificar ligeramente las dimensiones del muñón, generando discrepancias que afectan la exactitud de la réplica incluso antes de empezar la confección de la cofia.

Frente a las limitaciones de los métodos convencionales, el escaneado intraoral permite registrar directamente la forma del diente sin necesidad de usar materiales de impresión ni modelos de yeso. Al eliminar estos pasos, se reducen los posibles errores asociados a cambios dimensionales de los materiales, lo que favorece una transferencia de datos más

precisa. Además, este enfoque simplifica el flujo de trabajo y suele hacer más cómoda la experiencia clínica para el paciente.

La evidencia actual indica que el escaneo intraoral ofrece una alta precisión y reproducibilidad, con valores de adaptación marginal comparables o incluso superiores a los obtenidos mediante técnicas convencionales. Sin embargo, su rendimiento depende de factores clínicos como el control de la humedad, la hemostasia, el manejo de tejidos blandos, el software utilizado y la experiencia del operador. (37).

Diversos estudios han evaluado la influencia de los métodos de fabricación en la adaptación protésica. Hupe *et al.* (2025) compararon el colado convencional, el fresado CAD/CAM y la Fusión Selectiva Láser (SLM) en prótesis fijas de tres unidades, reportando que la SLM presentó un ajuste interno inferior, mientras que el fresado mostró los mejores resultados. Por su parte, Bae *et al.* (2020), mediante una revisión sistemática y metaanálisis, concluyeron que las estructuras fabricadas mediante impresión 3D metálica presentan un menor gap marginal en comparación con el colado convencional, posicionando a la SLM como una alternativa confiable, aunque con variabilidad según el diseño protésico (37, 38).

En relación con la técnica de impresión, Limpuangthip *et al.* (2026) realizaron una revisión sistemática y metaanálisis en la que compararon restauraciones obtenidas mediante impresiones digitales e impresiones convencionales. Los autores no encontraron diferencias clínicamente significativas en el ajuste marginal; sin embargo, el flujo digital mostró una mayor consistencia en condiciones controladas. Estudios posteriores han confirmado que el escaneo intraoral reduce errores asociados a materiales y modelos, aunque su precisión depende de factores clínicos como el manejo de tejidos blandos. (25, 39-42).

Respecto a la geometría del muñón, Yu *et al.* (2021) analizaron el efecto de distintos diseños de preparación sobre la adaptación de coronas de Co-Cr fabricadas mediante SLM, evidenciando que configuraciones con ángulos internos agudos o terminaciones tipo hombro incrementan las discrepancias de ajuste. Diversos estudios han evaluado por separado el ángulo de convergencia y la altura del pilar, y en general coinciden en que, en la práctica clínica, estas medidas suelen alejarse de los valores ideales. Esto es importante, ya que un muñón con dimensiones reducidas no solo ofrece menor soporte mecánico para la restauración, sino que también puede dificultar la correcta captura de datos durante el escaneado digital (43).

A pesar de la gran cantidad de estudios sobre la adaptación protésica, aún existe una limitación importante: muchas investigaciones analizan los factores por separado. Aspectos como la forma del muñón, el tipo de impresión y la técnica de fabricación suelen evaluarse en condiciones de laboratorio aisladas, lo que simplifica un problema que, en la práctica clínica, funciona de manera más compleja e interrelacionada.

Este enfoque más bien simplificado no refleja del todo lo que ocurre en la práctica clínica, donde las variables no actúan de forma aislada, sino que interactúan dentro de un flujo digital interconectado. Como consecuencia, muchos de los resultados disponibles tienen una validez externa limitada, lo que genera cierta incertidumbre y puede dificultar la toma de decisiones terapéuticas basadas en una predictibilidad realmente aplicable al entorno clínico.

Aunque existen muchos estudios que analizan por separado la altura del pilar, el ángulo de convergencia o los métodos de fabricación, todavía hay un vacío importante cuando se trata de entender cómo interactúan entre sí, especialmente en el contexto de la Fusión Selectiva por Láser (SLM). Pasar por alto esta interacción puede ser un problema, ya que

en la práctica estos factores no actúan de manera independiente. Su combinación puede generar efectos que se potencian o se contrarrestan, modificando el comportamiento del ajuste marginal e interno y haciendo que las conclusiones obtenidas de forma aislada no siempre sean aplicables.

A partir de esto, se hace evidente una limitación importante en la literatura: faltan estudios que analicen de manera conjunta cómo interactúan la arquitectura del pilar (altura y convergencia), el flujo de impresión digital y la manufactura aditiva. Hasta ahora, la mayoría de la evidencia no ha logrado integrar estos factores en un mismo enfoque, lo que dificulta entender cómo su combinación influye realmente en la precisión final de la restauración.

Identificar este vacío metodológico pone en evidencia la necesidad de estudiar estas variables de forma conjunta, dentro de un enfoque más integral y en un flujo digital completo. Solo analizando todos estos factores al mismo tiempo se podrá comprender mejor cómo se comporta realmente el sistema protésico. Esto permitiría generar evidencia más sólida, que no solo ayude a mejorar el sellado marginal e interno, sino que también haga que la precisión obtenida en el laboratorio se refleje de manera más clara en resultados clínicos predecibles para el éxito de la prótesis fija.

IV. MATERIALES Y METODOS

IV.1 Tipo y diseño del estudio

Se realizó un estudio experimental in vitro con diseño factorial $2 \times 2 \times 2$, en el que se evaluó el efecto de tres factores independientes: ángulo de convergencia total, altura del muñón y tipo de escáner, sobre la adaptación marginal e interna de cofias metálicas fabricadas mediante fusión selectiva por láser (SLM).

IV.2 Muestra

La muestra estuvo conformada por 112 cofias metálicas de aleación cobalto-cromo (Co-Cr), fabricadas mediante tecnología SLM. El tamaño muestral se determinó mediante un estudio piloto ($n=3$ por grupo) y fue calculado con el software G*Power, estableciendo un nivel de confianza del 95% y una potencia estadística de 80%, obteniéndose un total de 14 muestras por grupo experimental.

Los especímenes se distribuyeron en 8 grupos experimentales, definidos por la combinación de los factores:

- Ángulo de convergencia total: 12° y 16°
- Altura del muñón:
 - 4 mm (vestibular) / 3 mm (palatino)
 - 6 mm (vestibular) / 5 mm (palatino)
- Tipo de escáner: laboratorio e intraoral

Grupo	Angulo de convergencia total	Altura del muñón	Escáner
A12_43_Lab	12°	4mm (vestibular) 3mm (palatino)	Laboratorio
A12_43_Int		4mm (vestibular) 3mm (palatino)	Intraoral
A12_65_Lab		6mm (vestibular) 5mm (palatino)	Laboratorio
A12_65_Int		6mm (vestibular) 5mm (palatino)	Intraoral
A16_43_Lab	16°	4mm (vestibular) 3mm (palatino)	Laboratorio
A16_43_Int		4mm (vestibular) 3mm (palatino)	Intraoral
A16_65_Lab		6mm (vestibular) 5mm (palatino)	Laboratorio
A16_65_Int		6mm (vestibular) 5mm (palatino)	Intraoral

IV.3 Criterios de selección

Criterios de inclusión:

- Modelos maestros sin defectos visibles
- Cofias con asentamiento pasivo
- Márgenes cervicales continuos e íntegros
- Réplicas de silicona sin burbujas ni imperfecciones

Criterios de exclusión:

- Cofias con deformaciones o defectos visibles
- Réplicas defectuosas que comprometan la medición

IV.4 Variables

Adaptación marginal (dependiente): Se refiere a qué tan bien se ajusta una restauración (corona o puente) a los bordes cervicales de un diente preparado. Operacionalmente se define como espacio marginal que existe entre el diente preparado y su restauración. Es de tipo cuantitativa, es medible usando una película de silicona para medir el espacio entre la estructura dental preparada y la cofia de metal con zonas: A: Zona marginal vestibular, A1: Zona marginal mesial, F: Zona marginal palatino y F1: Zona marginal distal. Los valores se miden en micras (μm) (ver anexo 1).

Adaptación interna (dependiente): Se refiere a qué tan bien se ajusta una restauración (corona o puente) a los bordes axiales y oclusales de un diente preparado. Operacionalmente se define como espacio interno que existe entre el diente preparado y su restauración. Es de tipo cuantitativa, es medible usando una película de silicona para medir el espacio entre la estructura dental preparada y la cofia de metal con zonas: B: Zona interior axial vestibular, B1: Zona interior axial mesial C: Zona interior oclusal vestibular, C1: Zona interior oclusal mesial D: Zona interior oclusal palatino, D1: Zona interior oclusal distal, E: Zona interior axial palatino y E1: Zona interior axial distal. Los valores se miden en micras (μm) (ver anexo 1).

Ángulo de convergencia (independiente): Es definido como el ángulo resultante de combinar las inclinaciones de las paredes axiales opuestas de un tallado dental. Operacionalmente es definido como el ángulo que forman dichas paredes al converger hacia la zona oclusal. La medición de esta variable cualitativa de tipo dicotómica se realizará empleando el software Autodesk 3D. Sus categorías son: 12° y 16°.

Altura del muñón (independiente): Corresponde a la longitud medida desde la zona oclusal hasta la cervical del diente tallado. En términos operativos, se refiere a la distancia entre el borde oclusal y la línea cervical en la cara vestibular. Esta variable es cualitativa dicotómica y se medirá mediante el Software Autodesk de modelado 3D versión 2025, las mediciones serán: de 4 mm (vestibular) y 3 mm (palatino) y 6 mm (vestibular) y 5 mm (palatino).

Tipo de escáner (independiente): es un aparato que captura en imágenes 3D la morfología de dientes preparados, restauraciones y tejidos adyacentes. Operacionalmente es definida como precisión del dispositivo digital utilizado para capturar imágenes 3D. Se trata de una variable cualitativa de tipo dicotómica, cuya evaluación se basa en el tipo de escáner. Sus categorías son: laboratorio e intraoral (ver Anexo2).

IV.5 Procedimientos y técnicas

Capacitación: Esta fase del estudio fue responsabilidad del Mag. Esp. Martín Quintana del Solar. Tuvo a su cargo la orientación sobre el diseño de modelos maestros, la producción de modelos de trabajo, el diseño de cofias de Co-Cr y la evaluación de su ajuste. Por otro lado, la instrucción que incluyó el manejo del estereomicroscopio y las áreas que fueron medidas la dio un técnico experto del Laboratorio FAEST-DAMCIBUM.

Calibración: Esta fase del estudio estuvo a cargo de la Mag. Leyla Delgado Cotrina. Para garantizar la confiabilidad y reproducibilidad de las mediciones, se estandarizaron previamente las zonas de evaluación y la orientación de cada una de ellas. Asimismo, se realizó la calibración de los procedimientos mediante la evaluación de la concordancia intraoperador e interoperador, utilizando el índice de correlación correspondiente para verificar la consistencia de las mediciones.

Fabricación del modelo maestro: Se elaboraron cuatro modelos maestros con forma de premolares superiores, fabricados en aleación de cobalto-cromo. Dos de ellos tuvieron una convergencia total de 12° , con alturas de 4 mm en la cara vestibular y 3 mm en la cara palatina en un modelo, y 6 mm vestibular y 5 mm palatino. Los otros dos modelos presentaron una convergencia total de 16° , con las mismas combinaciones de altura: 4 mm vestibular/3 mm palatino y 6 mm vestibular/5 mm palatino. El diseño fue generado digitalmente en formato STL, respetando las dimensiones específicas de los muñones. Las mediciones se realizaron desde la línea cervical hasta la cúspide. La terminación fue de tipo chamfer, con un grosor de 1 mm y una curvatura de 1.5 mm según la posición cervical, tanto en la región vestibular como palatina a lo largo del contorno. Para elaborar estos diseños se utilizará el software Autodesk de modelado 3D. Posteriormente, los diseños fueron impresos por el equipo láser 3D de metal Mlab Cusing R (CONCEP

LASER, Lichtenfelds, Alemania); por último, los modelos obtenidos fueron pulidos cauchos y ruedas de trapo (Jota AG, Rüthi, Switzerland) hasta eliminar cualquier imperfección.

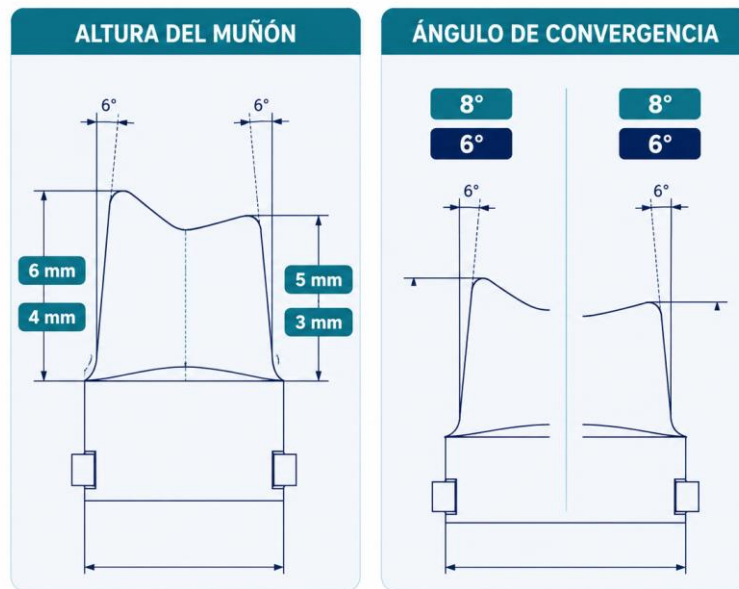


Figura 1: Diseño modelos maestros.

Toma de impresión: Se emplearon dos tipos de impresión:

Escaneo de laboratorio: El proceso de impresión convencional inicio con el uso de una cubeta rígida y la combinación de dos materiales de Polivinilsiloxano (PVS) de Zhermack Group: la masilla HD Regular Body (en proporción 1:1) y el material fluido HD Extra Light Body secado normal, ambos aplicados al mismo tiempo. Una hora después de tomada la impresión se realizó el vaciado. Este paso implica el uso de yeso extraduro tipo IV Elite Master® (Zhermack), cuya dosificación de yeso/agua se controla con el Smartbox X2® (Amann Girrbach). La mezcla se asegura homogénea y sin grumos gracias al mezclador Smartmix® (Amann Girrbach). Tras dejar transcurrir una hora, los modelos obtenidos se separaron de las impresiones, posteriormente se realizó el escaneo de los modelos con el escáner para modelos 3Shape D2000 (3Shape, Copenhagen, Denmark).

Escaneo Intraoral: Para reproducir los modelos maestros de Cr-Co de forma digital, se procedió a tomar una impresión digital de los modelos maestros fijados en una base de acrílico con un escáner intraoral según la estrategia recomendada por el fabricante. Se usó el escáner intraoral IOS Tríos 3 (3Shape, Copenhagen Denmark), previamente calibrado para una técnica más precisa. Luego, se realizó un movimiento de zigzag alrededor de los modelos maestros fijados en una base de acrílico, capturando hasta 70 fotogramas por segundo con la tecnología de video 3D en movimiento. Se capturaron imágenes de los modelos maestros y, a través del software 3Shape Unite generaremos una imagen 3D en formato STL que se exportó al software de diseño Dental CAD 3.1 Rijeka (EXOCAD Alemania) para el diseño.



Figura 2: Toma de impresión escáner de laboratorio e intraoral.

Fabricación de cofias en Co-Cr: El diseño de las cofias de Co-Cr se realizó utilizando los archivos STL obtenidos del escaneo clínico y del escaneo de los modelos de yeso, a través del software 3Shape Dental Designer las cofias se diseñaron con un espesor de 0.5mm en toda su extensión, el espacio destinado al cemento en la zona cervical / interno se determinó para cada grupo teniendo en cuenta el criterio de asentamiento pasivo, sellado

en todo el contorno cervical sin necesidad de ajustes internos y el ángulo de convergencia total del modelo maestro de cada grupo para las distintas cofias, los cuales fueron: 1) escaneo intraoral con ángulo de convergencia total 12° de $80/60\text{ }\mu\text{m}$ 2) escaneo intraoral con ángulo de convergencia total de 16° de $70/50\text{ }\mu\text{m}$, 3) impresión convencional con escaneo intraoral con ángulo de convergencia total de 12° $80/60\text{ }\mu\text{m}$ y 4) impresión convencional con escaneo intraoral con ángulo de convergencia total de 16° $70/50\text{ }\mu\text{m}$; posteriormente se imprimieron con el equipo láser 3D de metal Mlab Cusing R el cual emplea el láser de Nd-YAG que fusionando capas finas de 10 a $30\text{ }\mu\text{m}$ de Co-Cr en polvo Remanium® star CL, a continuación fueron removidas de la platina de fusión, se retiraron los pines de sujeción y se arenaron usando el equipo Basic Eco con alúmina de $110\text{ }\mu\text{m}$ a una presión de 2 bar.

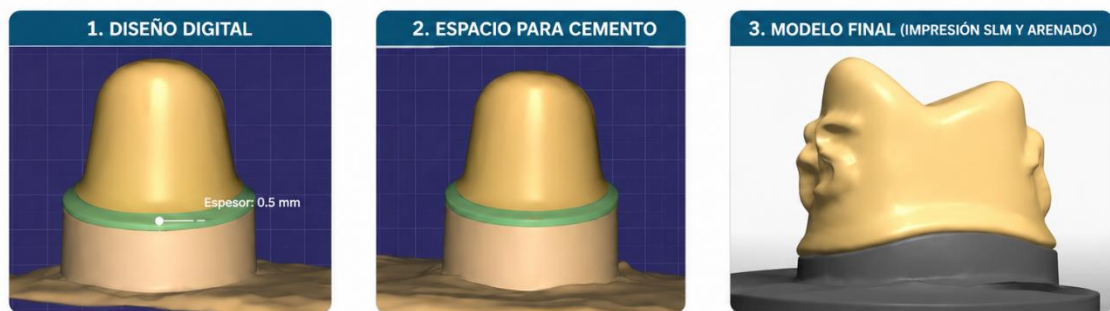


Figura 3: Diseño cofias metálicas.

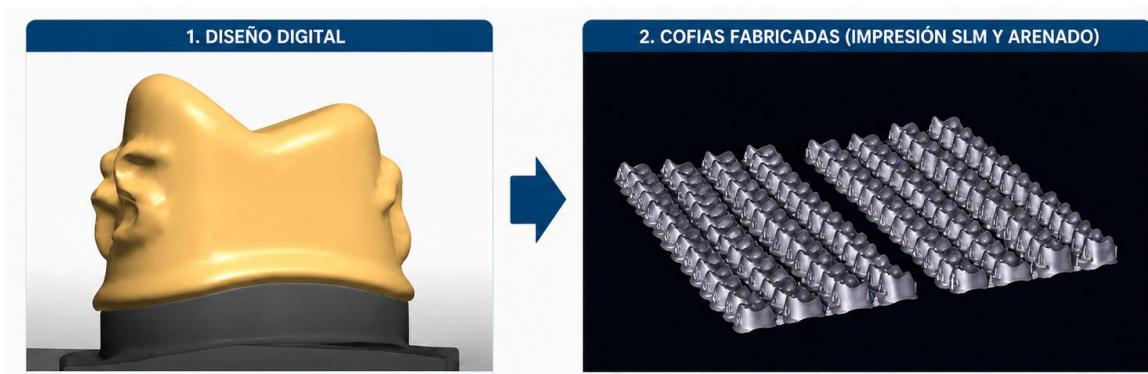


Figura 4: Impresión cofias metálicas.

Medición de la adaptación marginal e interna: Las estructuras metálicas tuvieron una revisión visual para confirmar su estabilidad y ajuste pasivo. seguidamente, se realizó la técnica de réplica de silicona. Para ello se colocó vaselina a los modelos maestros esto con el fin facilitar el desprendimiento de las cofias, luego se procedió con la colocación de la silicona de adhesión Fit Checker™ Advance en la parte interna de las cofias, para luego con la ayuda de un aparato Instron se aplicó una fuerza de 50 Newtons sobre los modelos maestros con dirección vertical en el centro de la cofia durante el tiempo de polimerización (5 minutos). Una vez retirada la cofia con la primera capa de silicona adherida, se inyectó una segunda silicona de HD Extra Light Body secado normal (Zhermack Group), para estabilizar la réplica inicial. Esta última se dejó polimerizar por 5 minutos y 30 segundos antes de extraerla de la cofia.

Transcurridos treinta minutos desde la retirada de las muestras, se procedió a su seccionamiento. Se realizaron cortes en dos planos: vestíbulo-palatino (VP) y mesio-distal (MD), obteniendo dos segmentos por cada corte. Para el análisis, se evaluaron específicamente la porción mesial del corte VP y la porción vestibular del corte MD.



Figura 5: Aplicación de silicona fit checker.

Análisis de las muestras: Las muestras fueron analizadas mediante un estereomicroscopio Leica S8 APO con un aumento de 40X, utilizando el software complementario Leica Application Suite LAS v3.4 para el procesamiento de imágenes. La medición de la

adaptación marginal e interna se realizó en las réplicas de silicona obtenidas con el material Fit Checker™, registrando sistemáticamente las mediciones en micrómetros en una plantilla de recolección de datos estandarizada

Para garantizar precisión, se realizarán 12 mediciones por muestra:

- 6 en dirección VP
- 6 en dirección MD

Para este estudio, los datos se registraron en una hoja diseñada específicamente para el proyecto, se consignaron los valores de adaptación marginal e interna de cada una de las muestras, expresados en micrómetros (μm). Se realizaron un total de doce mediciones por cada una de las muestras: seis en dirección V-P y seis en dirección MD. (Ver Anexo 4).

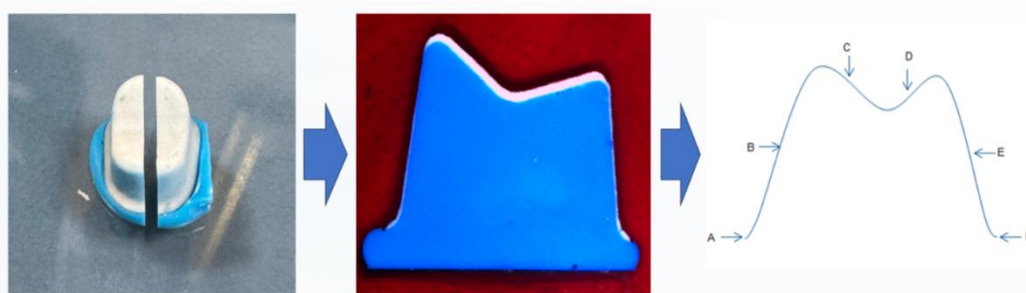


Figura 6: Zonas de medida vestibulo-palatina.



Figura 7: Zona de medida mesio-distal.

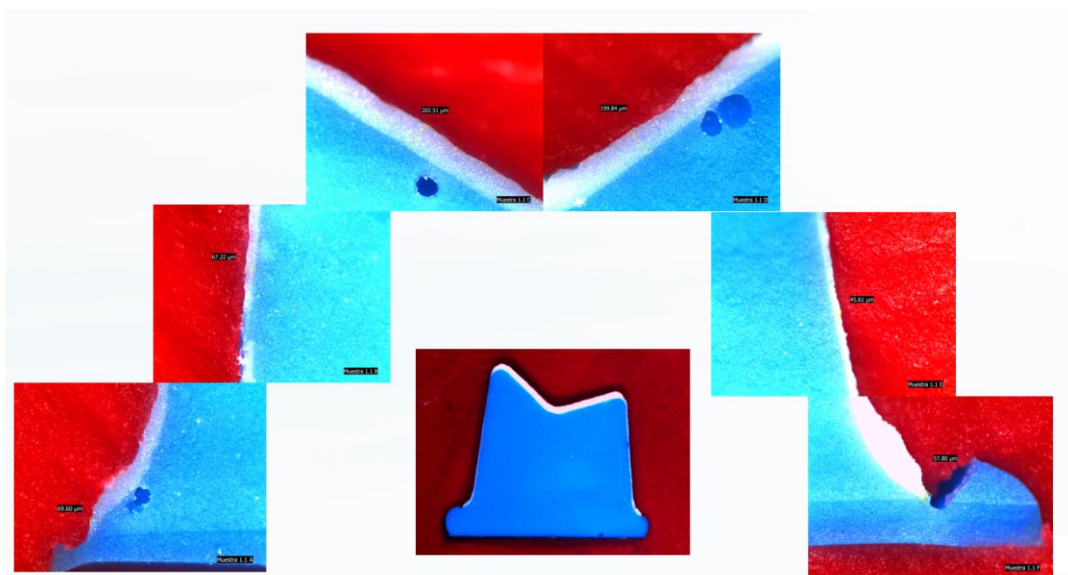


Figura 9: Mediciones en el estereomicroscopio.

IV.6 Consideraciones éticas del estudio

El estudio fue clasificado como investigación in vitro, por lo que no involucró sujetos humanos ni animales. Para la aprobación y registro del proyecto, se requirió su evaluación por la Unidad Integrada de Gestión e Investigación, Ciencia y Tecnología (UIGCT) y la inscripción en el SIDISI. Para la ejecución del proyecto se hicieron los trámites para solicitar la capacitación y uso del estereomicroscopio en el FAEST-DAMCIBUM y se realizó la capacitación en la empresa HTL con el fin de obtener la certificación en el manejo del equipo de ensayo universal.

IV.7 Plan de análisis

En este estudio el análisis estadístico se realizó utilizando el software Jamovi Versión 2.6.44. Se construyó una base de datos con toda la información recolectada. En el análisis univariado se calculó la media aritmética y la desviación estándar de las variables. Posteriormente, se evaluó la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk.

Para el análisis bivariado, se emplearon la prueba t de Student para comparar variables con dos categorías y ANOVA de tres vías para identificar diferencias significativas entre los grupos de estudio, seguido del test de Tukey para comparaciones múltiples para variables de más de tres categorías. Todos los resultados fueron interpretados con un nivel de confianza del 95%.

V. RESULTADOS

En la Tabla 1, correspondiente al análisis de varianza (ANOVA) de tres vías para la adaptación marginal, se encontró que el factor escáner presentó un efecto estadísticamente significativo, mientras que el ángulo y la altura del muñón no evidenciaron efectos; no obstante, las interacciones dobles y la interacción triple fueron significativas, lo que indica un comportamiento dependiente entre los factores. En la Tabla 2, correspondiente a la zona axial, el ángulo y la altura del muñón sí muestran efectos estadísticamente significativos; además, se observaron interacciones significativas entre escáner $\times$ ángulo y escáner $\times$ altura del muñón, así como una interacción triple significativa. En contraste, la interacción ángulo $\times$ altura del muñón no alcanzó significancia estadística, lo que sugiere una menor interdependencia directa entre estos factores en ausencia del escáner. Por su parte, en la Tabla 3, correspondiente a la zona oclusal, todos los efectos principales (escáner, ángulo y altura del muñón) son estadísticamente significativos ($p < 0.001$), al igual que las interacciones de dos vías y la interacción triple, lo que evidencia que tanto los efectos individuales como la combinación de los tres factores influyeron de manera conjunta en la variable analizada.

Al comparar los valores de la adaptación marginal e interna con escáner de laboratorio, como se verifica en la Tabla 4, se observó una adaptación significativamente mayor (menor discrepancia) en las preparaciones con una altura de 4 mm en marginal y oclusal, sin diferencias significativas en la zona axial en un ACT de 12°. Para 16° no se encontró diferencias significativas en relación a la altura en marginal y oclusal. En axial la mayor adaptación de registró con una altura de 6 mm.

Con el uso del escáner de intraoral, como se observa en la Tabla 5, se encontró una adaptación significativamente superior en las preparaciones con un ángulo de convergencia de 12° y altura de 6 mm en la zona axial, la zona oclusal (4 mm) de altura

fue la que presentó mayor adaptación. Adicionalmente, en el grupo de ángulo de convergencia de 16°, la mayor adaptación se observó en las preparaciones con una altura de 4 mm en la zona axial.

Al ver los resultados de la tabla 6 que compara el escáner de laboratorio con el escáner intraoral con respecto a la adaptación marginal, al usar el escáner de laboratorio (4 mm) no se encontró diferencias significativas en el ACT de 12° y 16° ($p>0.05$), sin embargo, con una altura de muñón de 6 mm la mayor adaptación marginal se encontró a los 16° ($p<0.05$). Para el escáner intraoral con altura del muñón de 4 mm se encontró mayor adaptación con un ACT de 12°, con una altura de 6 mm no se encontró diferencias significativas entre los ACT total de 12° y 16° ($p>0.05$). Cuando se comparó ambos tipos escáner, se encontró que la adaptación marginal fue significativamente menor con los modelos tomados con el escáner intraoral independientemente del ACT o la altura de muñón ($p<0.05$). En la adaptación axial al usar un escáner de laboratorio los valores menores de adaptación se presentan a 16° y para el escáner de intraoral los valores obtenidos no presentan diferencias estadísticamente significativas en referencia al ACT o altura de muñón. En la adaptación oclusal, el uso de escáner intraoral mostro valores menores en comparación del escáner de laboratorio, cabe resaltar que la menor adaptación se presentó con una altura de 6mm y ACT de 12° con el uso del escáner de laboratorio.

Tabla 1. Análisis de varianza (ANOVA) de tres vías para la adaptación marginal (μm) según tipo de escáner, ángulo de convergencia total y altura del muñón

Fuente	SC	gl	CM	F	p
Escáner (A)	283.64	1	283.64	126.4	< 0.001
Ángulo (B)	0.756	1	0.756	0.337	ns
Altura del muñón (C)	4.016	1	4.016	1.79	ns
A $\times$ B	60.578	1	60.578	27.0	< 0.001
A $\times$ C	9.151	1	9.151	4.08	< 0.05
B $\times$ C	35.312	1	35.312	15.74	< 0.001
A $\times$ B $\times$ C	17.389	1	17.389	7.75	< 0.01
Error	233.40	104	2.244		
Total	644.24	111			

ANOVA de tres vías ($2 \times 2 \times 2$).

A = Tipo de escáner; B = Ángulo de convergencia total; C = Altura del muñón.

ns = no significativo ($p > 0.05$).

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$.

Tabla 2. Análisis de varianza (ANOVA) de tres vías para la adaptación axial (μm) según tipo de escáner, ángulo de convergencia total y altura del muñón

Fuente	SC	gl	CM	F	p
Escáner (A)	12.13	1	12.13	3.93	ns ($p \approx 0.05$)
Ángulo (B)	767.65	1	767.65	248.6	< 0.001
Altura del muñón (C)	51.85	1	51.85	16.79	< 0.001
A $\times$ B	310.18	1	310.18	100.4	< 0.001
A $\times$ C	34.48	1	34.48	11.16	< 0.01
B $\times$ C	0.13	1	0.13	0.042	ns
A $\times$ B $\times$ C	72.26	1	72.26	23.4	< 0.001
Error	321.21	104	3.089		
Total	1569.89	111			

ANOVA de tres vías ($2 \times 2 \times 2$).

A = Tipo de escáner; B = Ángulo de convergencia total; C = Altura del muñón.

ns = no significativo ($p > 0.05$).

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$.

Tabla 3. Análisis de varianza (ANOVA) de tres vías para la adaptación oclusal (μm) según tipo de escáner, ángulo de convergencia total y altura del muñón

Fuente	SC	gl	CM	F	p
Escáner (A)	79173.06	1	79173.06	29354.5	< 0.001
Ángulo (B)	4603.34	1	4603.34	1706.7	< 0.001
Altura del muñón (C)	19218.88	1	19218.88	7125.6	< 0.001
A $\times$ B	1471.28	1	1471.28	545.4	< 0.001
A $\times$ C	14274.51	1	14274.51	5293.5	< 0.001
B $\times$ C	17357.42	1	17357.42	6436.5	< 0.001
A $\times$ B $\times$ C	14356.14	1	14356.14	5323.6	< 0.001
Error	280.52	104	2.70		
Total	150735.14	111			

ANOVA de tres vías ($2 \times 2 \times 2$).

A = Tipo de escáner; B = Ángulo de convergencia total; C = Altura del muñón.

ns = no significativo ($p > 0.05$).

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$.

Tabla 4. Comparación de la adaptación marginal e interna (μm) en relación al ángulo de convergencia y altura de muñón con escáner de laboratorio.

Altura de muñón		12°	16°
		X (DS)	X (DS)
Marginal	4 mm	54.9 (1.30) aA	55.3 (1.39) aA
	6 mm	58.0 (2.09) bA	54.3 (1.03) aB
Axial	4 mm	55.3 (1.39) aA	75.5 (2.43) aB
	6 mm	54.3 (1.03) aA	71.0 (1.47) bB
Oclusal	4 mm	208(2.62) aA	275 (1.81) aB
	6 mm	304 (1.70) bA	276 (1.24) aB

T de Student para muestras independientes ($p < 0.05$).

Letras minúsculas diferentes en sentido vertical implican diferencias estadísticamente significativas.

Letras mayúsculas diferentes en sentido horizontal implican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 5. Comparación de la adaptación marginal e interna (μm) en relación al ángulo de convergencia y altura de muñón con escáner intraoral.

Altura de muñón		12°	16°
		X (DS)	X (DS)
Marginal	4 mm	51.7 (1.39) aA	53.3 (1.37) aB
	6 mm	52.0 (1.80) aA	52.9 (0.943) aA
Axial	4 mm	68.1 (1.58) aA	68.0 (2.06) aA
	6 mm	66.1 (0.974) bA	69.6 (1.69) bB
Oclusal	4 mm	207 (1.04) aA	215 (1.70) aB
	6 mm	213 (1.53) bA	216 (1.48) aB

T de Student para muestras independientes ($p < 0.05$).

Letras minúsculas diferentes en sentido vertical implican diferencias estadísticamente significativas

Letras mayúsculas diferentes en sentido horizontal implican diferencias estadísticamente significativas

Tabla 6. Comparación de la adaptación marginal e interna (axial y oclusal) (μm) en relación al ángulo de convergencia, altura de muñón y tipo de escáner.

	Altura de muñón	12°		16°	
		Laboratorio	Intraoral	Laboratorio	Intraoral
Marginal	4 mm	54.9 (1.30) bc	51.7 (1.39) d	55.3 (1.39) b	53.3 (1.37) cd
	6 mm	58.0 (2.09) a	52.0 (1.80) d	54.3 (1.03) bc	52.9 (0.943) cd
Axial	4 mm	55.3 (1.39) f	68.1 (1.58) cd	75.5 (2.43) a	68.0 (2.06) c
	6 mm	54.3 (1.03) f	66.1 (0.974) def	71.0 (1.47) b	69.6 (1.69) bc
Oclusal	4 mm	208(2.62) e	207 (1.04) e	275 (1.81) b	215 (1.70) c
	6 mm	304 (1.70) a	213 (1.53) d	276 (1.24) b	216 (1.48) c

ANOVA de una vía. Letras diferentes (a, b, c, d, e y f) indican que la diferencia entre los grupos fue significativa, según lo determinado mediante la prueba post hoc HSD de Tukey ($p < 0,05$).

VI. DISCUSIÓN

El presente estudio evaluó la influencia del ángulo de convergencia total, la altura del muñón y el tipo de impresión digital sobre la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de Co-Cr fabricadas mediante fusión selectiva por láser (SLM). Estos factores han sido ampliamente reconocidos en la literatura como determinantes del ajuste de restauraciones fijas, especialmente en el contexto de los flujos digitales CAD/CAM y tecnologías aditivas emergentes (1, 27).

En la presente investigación, cuando se empleó el escáner de laboratorio, se observó mayor adaptación (menor discrepancia) en las preparaciones con una altura de 4 mm en marginal y oclusal, sin diferencias significativas en la zona axial en un ACT de 12°. Para 16° no se encontró diferencias significativas en relación a la altura en marginal y oclusal. En axial la mayor adaptación se registró con una altura de 6 mm. Para un escáner intraoral, no se encontró diferencias significativas en la adaptación marginal entre las alturas de 4 mm y 6 mm para ambos ACT.

Diversos estudios han demostrado que la altura del muñón influye de manera significativa en la adaptación marginal e interna de las restauraciones fijas, en concordancia con los hallazgos del presente estudio e independientemente de la técnica de fabricación de las cofias. Desde un punto de vista geométrico, los muñones con mayor altura proporcionan una mayor estabilidad dimensional y una superficie axial más extensa que actúa como referencia durante el proceso de escaneado, diseño y fabricación, lo que puede favorecer un asentamiento más controlado de la restauración y reducir las discrepancias marginales (27, 44).

En este contexto, Contrepolis *et al.* observaron que preparaciones con mayor altura axial se asociaron con una adaptación marginal más precisa en restauraciones CAD/CAM, atribuyendo este efecto a una mejor definición del eje de inserción y a una menor interferencia durante el asentamiento final (1). De forma similar, Nakamura *et al.* señalaron que la reducción de la altura del muñón incrementa los desajustes internos, especialmente en la región oclusal, independientemente del método de fabricación utilizado (45). De manera similar, Svanborg *et al.* señalaron que las preparaciones con poca altura tienden a presentar mayores discrepancias internas. Esto se debería a las limitaciones en el control del espacio interno durante el diseño digital, lo que puede afectar el correcto asentamiento final de la restauración (46).

De forma inesperada, los resultados de este estudio mostraron que, con una convergencia de 12°, los pilares de menor altura presentaron un mejor ajuste marginal. Esto podría explicarse porque un eje de inserción más corto, junto con una menor superficie de contacto, reduce la fricción y facilita un asentamiento más pasivo de la estructura. Al ser más corto el recorrido de la cofia hasta el margen, también disminuyen las probabilidades de que existan pequeñas interferencias que afecten el sellado final. En conjunto, estos hallazgos sugieren que aumentar la altura del muñón no siempre mejora el ajuste marginal, ya que su efecto depende de cómo interactúa con otros factores geométricos, como el ángulo de convergencia.

En línea con esta idea, Goodacre *et al.* señalaron que, aunque aumentar la altura del muñón mejora la retención y la resistencia al desalojo, esto no implica necesariamente una mejor adaptación marginal (15). De forma similar, Nogueira *et al.* encontraron que, a medida que aumenta la altura del muñón, también lo hace la resistencia a la tracción de

las coronas cementadas, casi de manera lineal. Este efecto se explica por el mayor contacto entre las superficies y una mejor acción del cemento; sin embargo, los autores destacan que esto influye principalmente en la retención y no directamente en el ajuste marginal (14).

Este punto es clave para entender los resultados del estudio, ya que muestra una diferencia importante: la altura del pilar no impacta de la misma manera en todos los aspectos. Puede mejorar la estabilidad mecánica, pero no necesariamente la precisión del ajuste. Reconocer esta diferencia ayuda a explicar por qué una mayor altura no siempre se traduce en una mejor adaptación marginal.

Al analizar la adaptación axial, se observó que los pilares de mayor longitud presentaron mayores discrepancias, especialmente en las paredes laterales. Este hallazgo coincide con lo reportado en estudios sobre flujos CAD/CAM y SLM, y sugiere que, al aumentar la superficie interna, el software tiene más dificultad para mantener un espacio de cemento uniforme. Esta limitación en la compensación digital podría explicar la menor precisión observada en las zonas axiales en preparaciones más extensas (10,12).

Como era de esperarse, el área oclusal fue la que presentó mayores discrepancias en la interfase interna, lo que confirma que sigue siendo una zona crítica en la odontología digital. Esto se debe, en gran parte, a su morfología más compleja, que exige al máximo tanto la capacidad de resolución del escáner como la precisión del proceso de fabricación por láser (3). En conjunto, estos resultados sugieren que la altura del muñón no es un factor fijo, sino una variable geométrica cuyo efecto cambia según la zona evaluada. Incluso con tecnologías avanzadas como el SLM, su influencia clínica sigue siendo relevante.

En cuanto al ángulo de convergencia total (ACT), los resultados mostraron que una inclinación de 12° ofrece una mejor adaptación tanto marginal como axial en comparación con los 16°. Este hallazgo coincide con lo descrito por Shillingburg *et al.* (33), y sugiere que una preparación más cercana al paralelismo no solo mejora la retención, sino que también facilita un mejor control del eje de inserción. Si bien autores como Wilson, Chan y Dodge *et al.* (17,18) coinciden en que ángulos mayores podrían ser clínicamente admisibles en ciertos escenarios, los resultados de este estudio confirman que la reducción del ACT es un factor clave para minimizar las discrepancias en el sellado.

No obstante, la evidencia contemporánea sugiere que el rigor de los ángulos mínimos podría flexibilizarse en entornos de fabricación aditiva. En el contexto del SLM, una convergencia moderadamente mayor no compromete necesariamente el sellado, siempre que exista un control exhaustivo de los parámetros del espacio del cemento durante el diseño CAD. Esta postura coincide con los hallazgos de Gómez (3), quien demostró que la precisión del flujo digital permite obtener adaptaciones marginales satisfactorias incluso en preparaciones con una conicidad más pronunciada.

Los resultados sugieren que la adaptación marginal e interna depende de la interacción de múltiples variables; es el resultado de una interacción dinámica entre la geometría del tallado, la dimensión ocluso-gingival del pilar y la resolución óptica del sistema de escaneado. Esta visión sistémica cobra fuerza en las revisiones actuales (8), las cuales subrayan que solo mediante el análisis conjunto de estos parámetros se puede descifrar el comportamiento real de una restauración dentro de un flujo de trabajo digital integrado.

Desde esta perspectiva, los resultados del análisis multifactorial 2x2x2 muestran que la precisión de las copias fabricadas por SLM no depende de un solo factor, sino de la

interacción entre varias variables. El hecho de encontrar interacciones dobles y triples con significancia estadística, sobre todo en las mediciones marginales y oclusales, cuestiona la idea de evaluar cada factor por separado. En realidad, el sellado debe entenderse como un fenómeno multifactorial, en el que el desempeño del escáner, el ángulo de convergencia y la altura del pilar se influyen entre sí a lo largo de todo el flujo digital.

Aunque el tipo de escáner fue el único factor que mostró un efecto directo sobre la adaptación marginal, la presencia de interacciones como Escáner x Ángulo y Escáner x Altura cambia la forma de interpretar estos resultados. Esto sugiere que el rendimiento de un sistema óptico no es siempre el mismo, sino que puede variar según la geometría del pilar. Por ello, no resulta del todo adecuado afirmar que un flujo digital es superior a otro sin considerar primero las características del tallado y cómo estas influyen en la captura de datos.

En la zona axial, aunque el ángulo y la altura se identificaron como factores importantes por sí solos, las interacciones con el tipo de escáner muestran que la precisión en esta área no sigue un comportamiento simple o lineal. Más bien, depende de cómo se combinan la geometría del pilar y la tecnología utilizada. Llama la atención que, si se analiza sin considerar el sistema de escaneo, la relación entre ángulo y altura parece independiente; sin embargo, la presencia de una interacción triple significativa cambia esta interpretación. Esto indica que la precisión axial solo puede entenderse realmente cuando se evalúan en conjunto tanto las características del tallado como la herramienta digital empleada.

La región oclusal resultó ser la más sensible dentro del diseño experimental, mostrando tanto efectos principales como interacciones con alta significancia. Esto no es casual, ya que su morfología más compleja tiende a hacer más evidentes las imprecisiones del

sistema. En esta zona, se combinan las limitaciones de resolución del escaneado con los efectos propios del proceso de fabricación por SLM, lo que hace que pequeñas variaciones en la geometría se traduzcan en discrepancias más notorias en el ajuste.

En conjunto, estos resultados muestran que la preparación dentaria ya no puede verse como un paso aislado, sino como una parte clave dentro de todo el proceso de adquisición y fabricación. Las interacciones observadas dejan claro que un buen sellado no se consigue optimizando cada factor por separado, sino integrando la geometría del pilar con las características del flujo digital utilizado. Por ello, planificar el tallado sin tener en cuenta la tecnología de impresión o de fabricación puede aumentar el riesgo de errores y afectar la predictibilidad de la restauración.

Al evaluar la precisión marginal con el escáner de laboratorio, se encontró que su desempeño fue bastante similar en ambos ángulos (12° y 16°) cuando la altura del muñón se mantuvo en 4 mm ($p > 0.05$). Sin embargo, al aumentar la altura a 6 mm, el comportamiento cambió: en este caso, el sistema mostró una mejor adaptación con un ángulo de 16° ($p < 0.05$). Esto podría indicar que una mayor conicidad ayuda a compensar las dificultades de lectura en pilares más altos. En contraste, al emplear el escáner intraoral, la mejor adaptación marginal se obtuvo con un ACT de 12° y una altura de 4 mm, sin diferencias significativas entre los ACT para la altura de 6 mm ($p > 0.05$). Al comparar ambos sistemas, la adaptación marginal fue significativamente inferior en los modelos obtenidos mediante escáner intraoral, independientemente del ACT y de la altura del muñón ($p < 0.05$).

En la adaptación axial, el escáner de laboratorio presentó valores menos favorables con un ACT de 16° , mientras que el escáner intraoral no mostró diferencias significativas asociadas al ACT ni a la altura del muñón. Respecto a la adaptación oclusal, el escáner

intraoral evidenció valores inferiores en comparación con el escáner de laboratorio, siendo la combinación de 6 mm de altura y un ACT de 12° la menos favorable.

Uno de los hallazgos más relevantes fue la superior adaptación marginal observada en las cofias obtenidas mediante escaneo intraoral en comparación con aquellas fabricadas a partir del escaneo de modelos de laboratorio, excepto en axial. Este resultado concuerda con la evidencia presentada por Mishra *et al.*, quienes, en una revisión sistemática y meta análisis, concluyeron que los flujos completamente digitales tienden a mostrar una mejor reproducibilidad del ajuste marginal e interno en prótesis fija (11).

Durante la etapa inicial de adopción de los escáneres intraorales, aproximadamente entre 2010 y 2015, diversos estudios reportaron limitaciones en su exactitud y precisión. En ese periodo, algunos sistemas presentaron desviaciones que superaban los 100 μm , especialmente en restauraciones de mayor extensión. Estas discrepancias se atribuyeron principalmente a la acumulación de errores durante la adquisición y el ensamblaje de imágenes, a una menor resolución óptica y a dificultades en la captura precisa de los márgenes de preparación. Como consecuencia, las impresiones convencionales y el escaneo de modelos de laboratorio fueron considerados métodos más fiables para la obtención de registros digitales en ese contexto tecnológico (47).

A partir de la última década, la evidencia muestra una mejora progresiva y cuantificable en el rendimiento de los escáneres intraorales. Estudios publicados entre 2015 y 2019 reportaron valores de precisión en el rango aproximado de 40–60 μm y valores de precisión cercanos a 20–30 μm para escáneres intraorales de primera y segunda generación, particularmente en restauraciones unitarias y de arco parcial (21). Más recientemente, se ha informado que los escáneres intraorales de última generación presentan valores de discrepancia marginal e interna frecuentemente inferiores a 50–100

µm, considerados clínicamente aceptables y comparables, e incluso superiores en determinados contextos, a los obtenidos mediante técnicas convencionales (47).

Este cambio de paradigma ha consolidado el uso de los escáneres intraorales en prótesis fija contemporánea, particularmente en restauraciones unitarias y de extensión limitada, donde la eliminación de pasos intermedios, como la impresión convencional y el vaciado de modelos, contribuye a una mayor precisión global del proceso restaurador (48).

No obstante, la literatura no es concluyente respecto a la superioridad absoluta del escaneo intraoral. Sarafidou *et al.* reportaron que, si bien el escaneo intraoral puede mostrar ventajas frente al escaneo de impresiones convencionales, no siempre existen diferencias significativas cuando se compara con el escaneo directo de modelos de yeso, observándose en ambos casos valores dentro de límites clínicamente aceptables (8). Estudios clínicos recientes también han confirmado que tanto los flujos digitales como los convencionales pueden ofrecer resultados clínicamente satisfactorios cuando se controlan adecuadamente las variables del proceso (2, 7).

Desde el punto de vista clínico, los resultados sugieren que el uso de escáneres intraorales, combinado con preparaciones con ángulos de convergencia moderados y alturas de muñón adecuadas, puede optimizar la adaptación marginal de cofias metálicas fabricadas mediante SLM, contribuyendo a un mejor sellado marginal y potencialmente a una mayor longevidad clínica de las restauraciones (1,7).

De manera general, las discrepancias marginales observadas en todos los grupos evaluados se mantuvieron dentro de los rangos considerados clínicamente aceptables. McLean y von Fraunhofer establecieron que discrepancias marginales cercanas o inferiores a 120 µm pueden considerarse adecuadas para prótesis fija, umbral que

continúa siendo ampliamente utilizado como referencia clínica en la literatura contemporánea (27). En concordancia con este criterio, la revisión sistemática de Contrepolis *et al* confirmó que las restauraciones que presentan valores de adaptación marginal dentro de dichos límites exhiben un desempeño clínico favorable (1). Asimismo, los valores de adaptación marginal obtenidos en el presente estudio se encuentran alineados con los reportados por Dudley *et al*, quienes observaron valores medios predominantemente inferiores a 100 μm en coronas cerámicas unitarias antes de la cementación, rango que ha sido ampliamente aceptado como clínicamente adecuado en estudios *in vitro* (49).

En el presente estudio, las cofias metálicas fabricadas mediante SLM mostraron valores de adaptación marginal comparables a los reportados previamente para restauraciones metal-cerámica obtenidas con esta tecnología. Kim evaluó cofias metálicas fabricadas por SLM con diferentes ángulos de convergencia y reportó una adaptación marginal adecuada, aunque con mayores discrepancias en la zona oclusal, hallazgo consistente con los resultados observados en el presente trabajo (10). De forma similar, Hong *et al.* demostraron que las coronas metal-cerámica fabricadas por SLM presentan una adaptación marginal estable incluso después de la cocción cerámica, reforzando la confiabilidad clínica de esta técnica (12).

En su investigación, Zelada evidencia que el flujo digital mediante escaneado intraoral permite alcanzar niveles de adaptación marginal e interna superiores en condiciones controladas de laboratorio. No obstante, existe un consenso en la literatura, respaldado por autores como Syrek *et al.* y Abduo y Lyons, quienes señalan que la precisión de los escáneres intraorales tiende a verse alterada en el entorno clínico por factores que no están presentes en el modelo maestro. Mientras que *in vitro* se trabaja sobre superficies secas y

estables, en la práctica clínica la presencia de saliva, sangre, el movimiento mandibular del paciente y el espacio limitado para el cabezal del escáner introducen variables que pueden elevar los valores de desajuste (Giménez *et al.*). Por lo tanto, los valores menores obtenidos con tecnología digital en estudios experimentales deben interpretarse como el potencial máximo del sistema, reconociendo que la complejidad del medio oral incrementará inevitablemente estos rangos en la aplicación clínica directa, aunque manteniéndose dentro de los límites biológicamente aceptables de 120 µm establecidos por McLean y von Fraunhofer (3, 27).

El presente estudio, al ser de tipo *in vitro*, no reproduce completamente las condiciones clínicas reales, como la presencia de saliva, la humedad oral, las variaciones térmicas, la resiliencia del ligamento periodontal ni las fuerzas masticatorias dinámicas, factores que podrían influir en la adaptación final de las cofias. Asimismo, la investigación se limitó a un solo tipo de diente (premolar superior), a dos alturas de muñón y dos ángulos de convergencia, lo que restringe la extrapolación de los resultados a otras situaciones clínicas. Sin embargo, nos permite una mejor comprensión del contexto en diferentes situaciones clínicas.

Adicionalmente, no se evaluó de manera específica la influencia del software de diseño (CAD) ni de parámetros clave del proceso digital, tales como el espacio destinado al cemento, los algoritmos de compensación de contracción del material ni el espesor de la cofia. Estudios recientes han confirmado que estas variables de diseño continúan desempeñando un papel determinante en la adaptación marginal e interna de las restauraciones fabricadas mediante flujos digitales, al condicionar el asentamiento final y la distribución del espacio interno, independientemente de la geometría del tallado o del método de escaneado empleado (50).

Asimismo, deben considerarse factores relacionados con la reproducibilidad de los flujos digitales, particularmente la curva de aprendizaje y la técnica de escaneado intraoral, las cuales pueden variar entre operadores. Aunque en el presente estudio el protocolo de escaneado fue estandarizado, no se analizó de manera específica el efecto de la experiencia del operador. Estudios previos han demostrado que tanto la habilidad del operador como la estrategia de escaneado influyen significativamente en la exactitud y precisión de los registros digitales, especialmente en restauraciones unitarias y en preparaciones con márgenes complejos, lo que podría afectar la reproducibilidad de los resultados en escenarios clínicos reales (51).

Por otro lado, en las cofias fabricadas mediante fusión selectiva por láser (SLM), el posprocesado es una etapa importante que puede influir en la adaptación marginal e interna. Procedimientos como el tratamiento térmico, el arenado y el pulido tanto interno como externo pueden afectar el asentamiento de la restauración, ya que modifican la rugosidad de la superficie y las tensiones residuales propias del proceso aditivo (24).

En este estudio no se realizó pulido interno ni ajustes selectivos, con el fin de evaluar el ajuste obtenido únicamente a partir del flujo digital y del proceso de fabricación SLM. Sin embargo, esta decisión podría haber influido en el asentamiento de las cofias, especialmente en la región axial, donde las irregularidades internas pueden generar pequeñas interferencias durante la inserción.

Como reflexión final, vale la pena señalar que la transición hacia el escaneado intraoral y la tecnología SLM no solo aporta en términos de precisión. En entornos bien digitalizados, esta combinación también puede reducir los tiempos de trabajo y optimizar los costos en restauraciones unitarias. Sin embargo, estos beneficios no se dan de forma automática. Su impacto real depende de factores como el volumen de casos, la experiencia

del equipo y qué tan bien integrado esté el flujo digital. Por eso, antes de implementarlo, es importante hacer un análisis de costo-beneficio adaptado a cada contexto (52).

VII. CONCLUSIONES

1. La adaptación marginal e interna de las cofias metálicas fabricadas mediante SLM está significativamente influenciada por el tipo de escáner utilizado, mientras que el ángulo de convergencia total y la altura del muñón no muestran efectos significativos de manera independiente; sin embargo, se evidencian interacciones entre los factores evaluados que condicionan el ajuste final.
2. La adaptación de las cofias metálicas obtenidas mediante escáner de laboratorio mostró variaciones según el ángulo de convergencia y la altura del muñón. En general, las preparaciones con menor altura (4 mm) tendieron a presentar mejor adaptación en las zonas marginal y oclusal, mientras que en la zona axial la mayor adaptación se observó con una altura de 6 mm, especialmente en ángulos de 16°, evidenciando que el efecto de la altura depende de la región evaluada.
3. El uso del escáner intraoral evidenció que la adaptación de las cofias varía según la combinación de ángulo y altura del muñón. Se observó una mejor adaptación axial en preparaciones con 12° y 6 mm de altura, mientras que en la zona oclusal la mejor adaptación se presentó en alturas de 4 mm. En la adaptación marginal, no se encontró diferencias significativas entre alturas, lo que sugiere un comportamiento más estable frente a esta variable.
4. La comparación entre ambos sistemas de escaneo mostró diferencias significativas en la adaptación marginal e interna. El escáner intraoral presentó, en términos generales, una mejor adaptación marginal, mientras que el escáner de laboratorio mostró un mejor comportamiento en la adaptación axial en

determinadas condiciones. En la zona oclusal, el escáner intraoral tendió a presentar menores discrepancias en comparación con el de laboratorio. El escáner intraoral mostró mejor desempeño, evidenciando un comportamiento multifactorial.

VIII. RECOMENDACIONES

1. Desarrollar estudios comparativos entre diferentes softwares CAD, con el propósito de determinar su influencia específica en la precisión de la adaptación marginal e interna, considerando que el rendimiento puede variar significativamente entre las distintas plataformas tecnológicas.
2. Evaluar la influencia de la experiencia del operador en el uso de escáneres intraorales, durante la toma de impresiones digitales para la confección de estructuras mediante sistemas de fabricación aditiva y sustractiva, a fin de analizar su impacto en la exactitud y reproducibilidad del ajuste.
3. Comparar diferentes sistemas de fabricación aditiva y sustractiva (SLM, DMLS, fresado CAD/CAM) y distintos softwares CAD, con el objetivo de identificar su impacto específico sobre la precisión del ajuste y la reproducibilidad de los resultados.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447–454.e10.
2. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison of the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax-up techniques. *J Dent (Shiraz)*. 2013;14(3):118–129.
3. Gomez J. Evaluaciones in vitro de la adaptación de cofias metálicas fabricadas con la técnica de fusión láser en función al ángulo de convergencia total y el espacio para el cemento [tesis de maestría]. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2018.
4. Rahmani R, Lopes SI, Prashanth KG. Selective laser melting and spark plasma sintering: a perspective on functional biomaterials. *J Funct Biomater*. 2023;14(10):521.
5. Han X, Sawada T, Schille C, Schweizer E, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, et al. Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials (Basel)*. 2018;11(10):1801.
6. Antanasova M, Kocjan A, Kovač J, Žužek B, Jevnikar P. Influence of thermo-mechanical cycling on porcelain bonding to cobalt-chromium and titanium dental alloys fabricated by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2):184–194.
7. Bani-Younes SA, Al Fodeh RS, Khasawneh L, Tabnjh A. Clinical internal and marginal fit of metal-ceramic fixed dental prostheses fabricated with selective laser

melting and 3D-printed pattern casting using cobalt-chromium alloy. *J Prosthodont.* 2024;33(9):861–868.

8. Sarafidou K, Chatziparaskeva M, Chatzikamagiannis D, Mpotskaris V, Tortopidis D, Bakopoulou A, et al. Evaluation of marginal and internal fit of fixed dental prostheses after digital, conventional, and combination impression techniques: a systematic review. *Eur J Oral Sci.* 2022;130(6):e12902.

9. Ates SM, Yesil Duymus Z. Influence of tooth preparation design on fitting accuracy of CAD-CAM restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(4):238–246.

10. Kim DY. Evaluation of fits of metal copings fabricated by using selective laser melting at various angles. *J Prosthet Dent.* 2022;128(3):415–420.

11. Mishra SK, Nahar RV, Sonnahalli NK, Chowdhary R. Marginal gap and internal fit of fixed dental prostheses fabricated using intraoral versus extraoral scanning: a systematic review and meta-analysis. *Int J Prosthodont.* 2023;36(1):91–103.

12. Hong MH, Min BK, Lee DH, Kwon TY. Marginal fit of metal-ceramic crowns fabricated by casting and selective laser melting before and after ceramic firing. *J Prosthet Dent.* 2019;122(5):475–481.

13. Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):359–385.

14. Nogueira JL, Marocho SMS, Pavanelli AC, Costa SZ, Vasconcellos LG. Altura de los tallados coroneales en la retención de prótesis parcial fija. *Rev Estomatol Herediana.* 2014;24(2):114–120.

15. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001;85(4):363–376.

16. Velasquez-Plata D, Andres CJ. The art of crown preparation: a review of principles. *J Indiana Dent Assoc.* 1996;75(3):6–11.
17. Wilson AH, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont.* 1994;3(2):74–78.
18. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int.* 1985;16(3):191–194.
19. Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. *J Dent.* 2005;33(8):633–638.
20. Amine M, Wahid HO, Fahi S, Lehmouddi S, Hamza M, Elarabi S. Assessment of convergence angle of tooth preparations for complete crowns among dental students: typodont versus simulator. *Int J Dent.* 2022;2022:7615892.
21. Malone WFP, Koth DL. Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 8th ed. St Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1989.
22. Pacheco Cahuas MD, Spoljaric Muñoz MA. Evaluación in vitro de la adaptación de cofias metálicas fabricadas por técnica convencional y SLM con escaneo clínico [tesis]. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2019.
23. Rutkūnas V, Auškalnis L, Pletkus J. Intraoral scanners in implant prosthodontics: a narrative review. *J Dent.* 2024;148:105152.
24. Alkindi S, Hamdoon Z, Aziz AM. Effect of different impression coping and scan body designs on accuracy of conventional versus digital implant impressions. *J Dent.* 2024;146:105045.

25. Limpuangthip N, Hlaing NHMM, Lee SJ, Lee JH. Factors affecting the fit of metal-based restorations fabricated by selective laser melting: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2026 May;135(5):e29-e42.
26. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):449–456.
27. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107–111.
28. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966;16(2):297–305.
29. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry: a review. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(2):171–181.
30. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported FDPs: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):324–331.
31. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of preparation height and taper on resistance and retention. *J Prosthet Dent*. 2002;87(3):263–267.
32. Al Amri MD, Al Juhani RM, Al Qahtani AS, Al Shahrani AA. Effect of convergence angle and preparation height on retention: systematic review. *J Prosthodont*. 2021;30(1):1–9.
33. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2013.
34. Kashani HG, Nicholls JJ. In vitro comparison of retention of crowns with varying taper. *J Prosthet Dent*. 1981;45(5):488–493.

35. Liu Y, Wang Y, Lv P, Feng H, Liu Y. Marginal and internal fit of Co-Cr copings fabricated by SLM. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1437–1443.
36. Uşümez A, Belli S. Effect of preparation design on marginal fit of crowns. *Int J Prosthodont*. 2018;31(6):581–583.
37. Hupe VM, Beuer F, Sterzenbach G, Adali U. Comparison of marginal and internal fit of 10-unit fixed dental prostheses fabricated from cobalt chromium alloys or zirconia ceramics using digital workflows. *J Prosthet Dent*. 2025 Sep;134(3):761.e1-761.e8.
38. Bae S, Hong MH, Lee H, et al. Reliability of metal 3D printing regarding marginal fit: systematic review and meta-analysis. *Materials (Basel)*. 2020;13(21):4781.
39. Tao J, Zhang Y, Huang Y, Wang X, Huang Z. Accuracy of metal prostheses fabricated by additive manufacturing versus casting. *Dent Mater*. 2021;37(6):1010–1020.
40. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, et al. Intraoral scanners in dentistry: a review. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):149.
41. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete-arch impressions. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):508–516.
42. Chaturvedi S, Alqahtani NM, Addas MK, et al. Accuracy of fit in digital versus conventional prostheses: systematic review. *BMC Oral Health*. 2024;24:1466.
43. Yu N, Dai HW, Tan FB, et al. Effect of preparation design on fit of Co-Cr crowns fabricated by CAD and SLM. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(5):333–342.
44. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. CAD/CAM fit restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2014;41(11):853–874.

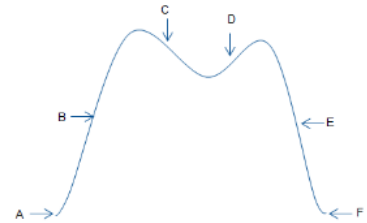
45. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*. 2003;89(6):549–554.
46. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, et al. Marginal and internal fit of Co-Cr FDPs from digital and conventional impressions. *Dent Mater*. 2014;30(8):e207–e213.
47. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch impressions. *J Prosthet Dent*. 2013;109(2):121–128.
48. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, et al. Trueness and precision of intraoral scanners. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):101.
49. Dudley J, Farook TH. Marginal gap measurement of ceramic single crowns before cementation: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2025;133(5):1145–1156.
50. Elbadawy AA, Elaziz MHA, Alnazzawi AA, Borzangy SS. Effect of cement space settings on CAD/CAM veneers. *Dent Mater J*. 2021;40(3):625–630.
51. Alifui-Segbaya F, Williams RJ, George R. Additive manufacturing for Co-Cr frameworks. *Dent Mater*. 2017;33(8):e336–e345.
52. Bernauer SA, Zitzmann NU, Joda T. Complete digital workflow in fixed prosthodontics: systematic review. *Healthcare (Basel)*. 2023;11(5):679.

ANEXOS

ANEXO 1: AREAS DE MEDICION

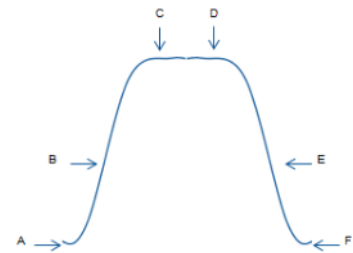
Corte vestibulo palatino

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



Corte mesio distal

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



La lectura de los datos se evaluará a través del estereomicroscopio con 40X de aumento.

ANEXO 2: CUADRO DE OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADOR	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	VALORES O CATEGORÍAS
Ángulo de convergencia total (variable independiente)	Es el ángulo resultante de combinar las inclinaciones de las paredes axiales opuestas de un tallado dental	Angulo que forman dichas paredes al converger hacia la zona oclusal	Software 3D Autodex Inventor Professional.	Cualitativo Dicotómica	Ordinal	12° 16°
Altura del muñón (variable independiente)	Es la longitud medida desde la zona oclusal hasta la cervical del diente tallado	Distancia entre el borde oclusal y la línea cervical en la cara vestibular	Software 3D Autodex Inventor Professional.	Cualitativo Dicotómica	Ordinal	A 4mm a vestibular y 3mm a palatino; B 6mm a vestibular y 5mm a palatino.
Tipo de Escáner (variable independiente)	Aparato que digitaliza en 3D la morfología de dientes preparados, restauraciones y tejidos adyacentes.	Dispositivo digital intraoral utilizado para capturar imágenes 3D de alta precisión.	Tipo de escáner	Cualitativo Dicotómica	Nominal	Escáner laboratorio Escáner intraoral
Adaptación Marginal (variable dependiente)	Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre el margen cervical de una preparación.	Espacio marginal que existe entre el diente preparado y su restauración	Espesor en la zona cervical de la película de silicona entre la preparación y la cofia metálica.	Cuantitativa	De Razón	µm
Adaptación Interna (variable dependiente)	Grado de ajuste con el que encaja una restauración sobre el margen axial y oclusal de una preparación.	Espacio interno que existe entre el diente preparado y su restauración	Espesor en la zona interna de la película de silicona entre la preparación y la cofia metálica.	Cuantitativa	De Razón	µm

ANEXO 3: FICHA DE RECOLECCION DE DATOS

[illegible]