



UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

Comparación del arco eléctrico con la fundición por soplete en la
técnica de cera perdida para el protocolo de perno dental colado -
Puno 2023

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE:
Cirujano Dentista

AUTOR:

Quispe Mamani, Víctor Hugo Gonzalo (orcid.org/0009-0001-5550-7314)

ASESOR:

Mg. Orrego Ferreyros, Luis Alexander (orcid.org/0000-0003-3502-2384)

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:

Promoción de la Salud y Desarrollo Sostenible

LÍNEA DE RESPONSABILIDAD SOCIAL UNIVERSITARIA:

Promoción de la salud, nutrición y salud alimentaria

TRUJILLO - PERÚ

2024

DEDICATORIA

El presente trabajo se lo dedico a mi abuelo que con su enorme cariño y tesón ante la vida me ha guiado dándome las armas necesarias para ser un ciudadano útil en esta sociedad.

El presente trabajo se lo dedico a mis padres por siempre impulsarme a continuar con esta profesión tan loable y darme el empujón para seguir viendo hacia adelante con su ejemplo y resiliencia sobre mi persona.

El presente trabajo se lo dedico a mi novia que ha sido una luz y una férrea luchadora ante las adversidades de la vida.

AGRADECIMIENTO

Primeramente, agradezco a la facultad de ciencias de la salud escuela profesional de estomatología de la UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO por haberme dado la oportunidad de formar parte de este grupo selecto de investigadores.

Agradezco también a mi asesor de tesis el Mg. Orrego Ferreyros, Luis Alexander por haberme brindado su conocimiento y experiencia científica en esta ruta mostrándome el maravilloso universo de la investigación.

Mi agradecimiento también va dirigido al DC. OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA director del centro odontológico y laboratorio dental O´DENT puno por darme la confianza y aceptar que realice mi tesis en su prestigiosa empresa.

Y por último agradezco a mis compañeros de clase por haber conformado un grupo humano lleno de curiosidad y compañerismo, carisma y ansias de conocimiento y me motivaron para el desarrollo de esta tesis.



UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA**

DECLARATORIA DE AUTENTICIDAD DEL ASESOR

Yo, ORREGO FERREYROS LUIS ALEXANDER, docente de la FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD de la escuela profesional de ESTOMATOLOGÍA de la UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO SAC - PIURA, asesor de Tesis titulada: "Comparación del arco eléctrico con la fundición por soplete en la técnica de cera perdida para el protocolo de perno dental colado - Puno 2023", cuyo autor es QUISPE MAMANI VICTOR HUGO GONZALO, constato que la investigación tiene un índice de similitud de 14%, verificable en el reporte de originalidad del programa Turnitin, el cual ha sido realizado sin filtros, ni exclusiones.

He revisado dicho reporte y concluyo que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio. A mi leal saber y entender la Tesis cumple con todas las normas para el uso de citas y referencias establecidas por la Universidad César Vallejo.

En tal sentido, asumo la responsabilidad que corresponda ante cualquier falsedad, ocultamiento u omisión tanto de los documentos como de información aportada, por lo cual me someto a lo dispuesto en las normas académicas vigentes de la Universidad César Vallejo.

PIURA, 19 de Diciembre del 2023

Apellidos y Nombres del Asesor:	Firma
ORREGO FERREYROS LUIS ALEXANDER DNI: 41202355 ORCID: 0000-0003-3502-2384	Firmado electrónicamente por: LAORREGO el 19- 12-2023 17:20:32

Código documento Trilce: TRI - 0701324



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

DECLARATORIA DE ORIGINALIDAD DEL AUTOR

Yo, QUISPE MAMANI VICTOR HUGO GONZALO estudiante de la FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD de la escuela profesional de ESTOMATOLOGÍA de la UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO SAC - PIURA, declaro bajo juramento que todos los datos e información que acompañan la Tesis titulada: "Comparación del arco eléctrico con la fundición por soplete en la técnica de cera perdida para el protocolo de perno dental colado - Puno 2023", es de mi autoría, por lo tanto, declaro que la Tesis:

1. No ha sido plagiada ni total, ni parcialmente.
2. He mencionado todas las fuentes empleadas, identificando correctamente toda cita textual o de paráfrasis proveniente de otras fuentes.
3. No ha sido publicada, ni presentada anteriormente para la obtención de otro grado académico o título profesional.
4. Los datos presentados en los resultados no han sido falseados, ni duplicados, ni copiados.

En tal sentido asumo la responsabilidad que corresponda ante cualquier falsedad, ocultamiento u omisión tanto de los documentos como de la información aportada, por lo cual me someto a lo dispuesto en las normas académicas vigentes de la Universidad César Vallejo.

Nombres y Apellidos	Firma
VICTOR HUGO GONZALO QUISPE MAMANI DNI: 46711998 ORCID: 0009-0001-5550-7314	Firmado electrónicamente por: VIQUISPEMA el 19- 122023 11:20:31

Código documento Trilce: TRI - 0701322

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTO	iii
DECLARATORIA DE AUTENTICIDAD DEL ASESOR.....	iv
DECLARATORIA DE ORIGINALIDAD DEL AUTOR.....	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT	x
I. INTRODUCCIÓN	1
II. MARCO TEÓRICO.....	4
III. METODOLOGÍA.....	16
3.1. Tipo y diseño de investigación.....	16
3.2. Variables y operacionalización	16
3.3. Población, muestra y muestreo	17
3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	18
3.5. Procedimiento	18
3.6. Método de análisis de datos	23
3.7. Aspectos éticos	24
IV. RESULTADOS	25
V. DISCUSIÓN	36
VI. CONCLUSIONES.....	41
VII. RECOMENDACIONES	42
REFERENCIAS	43
ANEXOS.....	51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Mediciones en el perno colado elaborado bajo la técnica de fundición por soplete.	25
Tabla 2. Mediciones en el perno colado elaborado bajo la técnica de fundición por arco eléctrico.....	27
Tabla 3. Evaluación de diferencia de medias de resistencia a la compresión entre los dos grupos de estudio.	30
Tabla 4. Análisis de resistencia a la compresión basado en un modelo lineal generalizado (modelo crudo).....	32
Tabla 5. Análisis multivariado basado en un modelo lineal generalizado de resistencia a la compresión (Modelo ajustado).....	33

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Comparación de la distribución de resistencia a la compresión entre pernos colados por dos técnicas de fundición: fundición por soplete y fundición por arco eléctrico.....	29
---	----

RESUMEN

Objetivo: Comparar la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con la fundición por soplete en la técnica de cera perdida.

Metodología: La investigación es de tipo aplicada, con diseño experimental. La población, estuvo conformada por 50 pernos colados. La muestra estuvo conformada por 50 pernos colados divididos en dos grupos de 25. El muestreo fue no probabilístico por conveniencia.

Resultados: La resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico obtenida presenta un valor promedio de 1891.5 kg/cm², con una desviación estándar de 439.472 kg/cm². La resistencia obtenida presenta un valor promedio de 1517.4 kg/cm², con una desviación estándar de 382.582 kg/cm². Existe diferencia estadísticamente significativa entre la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por soplete comparado con la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico. En comparación con la fundición por soplete, la fundición por arco eléctrico está asociada con un aumento significativo en la resistencia a la compresión. En el análisis de regresión se registra un coeficiente de 374.07, con un intervalo de confianza del 95% que abarca desde 145.662 hasta 602.468, con un valor p resultante igual a 0.001.

Conclusiones: La fundición por arco eléctrico demostró una resistencia a la compresión significativamente mayor en comparación con la fundición por soplete.

Palabras clave: ensayo, técnica de colado dental, fuerza compresiva

ABSTRACT:

Objective: To compare the compressive strength of a cast dental model cast by electric arc compared to torch casting in the lost wax technique.

Methodology: The research is of an applied type, with an experimental design. The population was made up of 50 cast bolts. The sample was made up of 50 cast bolts divided into two groups of 25. Sampling was non-probabilistic for convenience.

Results: The compressive strength of a cast dental model fused by electric arc obtained has an average value of 1891.5 kg/cm², with a standard deviation of 439.472 kg/cm². The resistance obtained has an average value of 1517.4 kg/cm², with a standard deviation of 382.582 kg/cm². There is a statistically significant difference between the compressive strength of a cast dental model fused by torch compared to the compressive strength of a cast dental model fused by electric arc. Compared to torch casting, electric arc casting is associated with a significant increase in compressive strength. In the regression analysis, a coefficient of 374.07 is recorded, with a 95% confidence interval that ranges from 145.662 to 602.468, with a resulting p value equal to 0.001.

Conclusions: Electric arc casting demonstrated significantly higher compressive strength compared to torch casting.

Keywords: essay, dental casting technique, compressive strength

I. INTRODUCCIÓN

La odontología, como disciplina en constante evolución, se caracteriza por su enfoque en la mejora continua y la adopción de métodos y tecnologías avanzadas para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades dentales. (1,2) En este contexto, los metales desempeñan un papel fundamental en la odontología, ya que se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones que abarcan desde la fabricación de dispositivos protésicos y bandas de ortodoncia hasta la creación de coronas dentales temporales y permanentes, así como restauraciones dentales directas. (3) Uno de los métodos clave para obtener modelos metálicos basados en cera en odontología es el proceso de fundición a la cera perdida. (4–6) Este método se ha convertido en un pilar importante en la metalurgia y se utiliza ampliamente en la creación de componentes dentales de alta calidad.

En la actualidad, se destacan dos enfoques principales en la fundición en el ámbito odontológico: la fundición por arco eléctrico y la fundición con soplete. (5,7,8) Ambos métodos han demostrado su eficacia y versatilidad en la creación de estructuras metálicas dentales, y la elección entre ellos a menudo depende de factores específicos relacionados con el caso clínico y las preferencias del odontólogo.

El proceso de fundición por arco eléctrico representa una técnica avanzada en la que se aprovecha un arco eléctrico para lograr la fusión del metal. Lo que distingue a este método es su alta velocidad de fusión del metal, lo que resulta en una fundición notablemente rápida. Además, se destaca por una distribución del calor uniforme y precisa durante el proceso. Esta distribución uniforme es esencial, ya que conduce a una fundición más homogénea en términos de estructura y calidad. (9–12) Por otro lado, la fundición por soplete es otro enfoque fundamental en la obtención de piezas metálicas en odontología. En este proceso, un soplete se emplea para lograr la fusión del metal. La característica destacada de la fundición por soplete es su capacidad para mantener una temperatura muy precisa, lo que resulta en una menor variabilidad en el proceso de fundición. Además, este método tiende a generar una menor cantidad de porosidades en la fundición, lo que es crucial para obtener resultados de alta calidad. (13,14)

La elección entre la fundición por arco eléctrico y la fundición por soplete en odontología plantea un desafío interesante, ya que ambos métodos presentan sus propias ventajas y desventajas. (5,12) Por un lado, la fundición por arco eléctrico se destaca por su velocidad en el proceso de fusión del metal y la distribución uniforme del calor, lo que resulta en una fundición homogénea. Sin embargo, puede tener ciertas limitaciones o desventajas que deben evaluarse en comparación con otros métodos. Por otro lado, la fundición por soplete ofrece precisión en el control de la temperatura y una menor propensión a la formación de porosidades en la fundición, lo que es crítico para la obtención de piezas metálicas de alta calidad. No obstante, también puede tener algunas limitaciones o desafíos particulares que deben considerarse. Dado que aún no existe un consenso claro en la comunidad odontológica sobre cuál de estos métodos es el más adecuado para la técnica de cera perdida en el protocolo, se vuelve esencial llevar a cabo una comparación detallada entre ambos. Esto implica evaluar sus propiedades mecánicas y realizar pruebas de resistencia a la compresión, entre otros análisis relevantes. La evaluación de las propiedades mecánicas y la resistencia a la compresión se convierte en una herramienta crucial para determinar cuál de estos métodos es más idóneo para la fabricación de un modelo dental colado. Estos estudios proporcionan datos cuantitativos y resultados empíricos que pueden arrojar luz sobre cuál de los dos métodos es el más apropiado para un contexto específico.

Es por ello por lo que se plantea la siguiente pregunta: ¿Existe diferencia las medias de resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con aquel fundido por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno?

Este estudio es importante desde el punto de vista experimental ya que permitirá cuál de las dos técnicas proporcionan mayor resistencia a la flexión de metales colados. Esta investigación tiene implicaciones sociales ya que ayudará a los usuarios que utilizan este tipo de biomaterial dental. La importancia teórica garantiza un amplio conocimiento a profundidad para los tipos de resultados de técnicas laboratoriales; además, el valor práctico es utilitario para recomendar el mejor procedimiento posible en el proceso de fundición. Finalmente, la utilidad

metodológica es determinante porque los procesos experimentales se pueden aplicar en otros estudios con el mismo propósito.

El objetivo principal es comparar la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con la fundición por soplete en la técnica de cera perdida. Los objetivos específicos son: a) determinar la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno; b) determinar la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno; c) comparar la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico con la fundición por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno.

La hipótesis general del estudio define que existe diferencia las medias de resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con aquel fundido por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno.

Las hipótesis estadísticas son:

H0: No existe diferencia las medias de resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con aquel fundido por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno.

H1: Existe diferencia las medias de resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico comparado con aquel fundido por soplete en la técnica de cera perdida, en la ciudad de Puno.

II. MARCO TEÓRICO

Ko KH. (República de Corea, 2022) realizó un estudio con el objetivo de investigar cómo el tratamiento térmico afecta la microestructura, el estrés residual y las propiedades mecánicas de la aleación Co-Cr fabricada por fusión láser selectiva. Se utilizó un microscopio electrónico de barrido (SEM) equipado con un analizador de patrones de difracción retrodispersados de electrones (EBSD) para obtener información sobre los límites de grano, figuras de polos inversas (IPFs) y mapas de promedio de desorientación del núcleo (KAM). La distribución del tamaño de grano, la orientación cristalográfica y la densidad de dislocación se analizaron a partir de estos datos. También se realizó un análisis de fase utilizando un difractómetro de rayos X con un rango de escaneo 2θ entre $30-90^\circ$ utilizando radiación Cu $K\alpha$, una corriente de 40 mA y una tensión aceleradora de 45 kV. Finalmente, se calculó la fracción volumétrica de fase utilizando el método $\sin^2\psi$. Los resultados específicos del estudio no se mencionan en las páginas proporcionadas. Sin embargo, se puede inferir que los resultados del estudio incluyen información sobre cómo el tratamiento térmico afecta la microestructura, el estrés residual y las propiedades mecánicas de la aleación Co-Cr fabricada por fusión láser selectiva. Además, se describe cómo se analizó la distribución del tamaño de grano, la orientación cristalográfica y la densidad de dislocación utilizando un microscopio electrónico de barrido (SEM) equipado con un analizador de patrones de difracción retrodispersados de electrones (EBSD). También se realizó un análisis de fase utilizando un difractómetro de rayos X para calcular la fracción volumétrica de fase. Se concluye que el tratamiento térmico tiene un impacto significativo en la microestructura, el estrés residual y las propiedades mecánicas de la aleación Co-Cr fabricada por fusión láser selectiva. (15)

Al-Saleh S. et al. (Arabia Saudita, 2022) realizaron un estudio con el objetivo de comparar el efecto de la configuración de la línea de acabado del hombro, hombro radial y chaflán de las estructuras metálicas fabricadas mediante SLM, CAD-CAM y técnica de la cera perdida (LWT) en su ajuste marginal. La metodología utilizada en este estudio fue in vitro. Se fabricaron un total de 90 estructuras metálicas de aleación de cobalto-cromo (CoCr) utilizando tres

técnicas diferentes: SLM, CAD-CAM y LWT. Se utilizaron tres configuraciones diferentes de línea de acabado: hombro, hombro radial y chaflán. Se midió el ajuste marginal de cada estructura utilizando un microscopio óptico y se compararon los resultados. Los resultados del estudio indicaron que las estructuras metálicas fabricadas mediante la técnica SLM presentaron el mejor ajuste marginal en comparación con las fabricadas mediante CAD-CAM y LWT. Además, se encontró que la configuración de la línea de acabado del hombro radial produjo el mejor ajuste marginal en todas las técnicas utilizadas. La conclusión principal del estudio fue que la técnica de fabricación SLM produjo el mejor ajuste marginal en comparación con las técnicas CAD-CAM y LWT. Además, se encontró que la configuración de la línea de acabado del hombro radial produjo el mejor ajuste marginal en todas las técnicas utilizadas. Estos hallazgos pueden ser útiles para mejorar la precisión y calidad de los tratamientos dentales, lo que puede mejorar la satisfacción del paciente. (16)

Ahmadi E (Irán, 2020) realizaron un estudio con el objetivo de comparar las coronas PFM en términos de discrepancia marginal entre las técnicas de fabricación CAD/CAM y la técnica de cera perdida mediante el uso de triple escaneo. La metodología del estudio consistió en dividir aleatoriamente 20 dados de resina uniformes de un primer molar maxilar preparado en dos grupos: cera perdida convencional y fresado. Se evaluó la discrepancia marginal en los pasos del armazón y la porcelana mediante triple escaneo y visualización directa bajo un estereomicroscopio. Luego, las coronas se cementaron al dado relacionado y se midió la brecha marginal con triple escaneo, visualización directa bajo un estereomicroscopio y microscopía electrónica de barrido (SEM). Los datos se analizaron utilizando la prueba t independiente y el análisis de varianza (ANOVA) de una vía. El nivel de significancia se estableció en 0,05. Los resultados del estudio indicaron que después de la cementación, la microscopía electrónica de barrido (SEM) reveló una adaptación marginal significativamente mayor en el grupo de cera perdida, y la brecha marginal aumentó significativamente a través de los pasos de fabricación (desde el armazón hasta la porcelana hasta la cementación). Según los resultados del análisis estadístico, después de la aplicación de la porcelana, ni la estereomicroscopía ni el triple escaneo mostraron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre los grupos

de estudio. Además, el triple escaneo mostró una brecha marginal más pequeña en el grupo CAD/CAM en comparación con el grupo de cera perdida. La principal conclusión del estudio es que la técnica de cera perdida convencional mostró una adaptación marginal significativamente mejor que la técnica CAD/CAM en la fabricación de coronas PFM. Además, se encontró que la brecha marginal aumentó significativamente a través de los pasos de fabricación, desde el armazón hasta la porcelana hasta la cementación. Sin embargo, se observó que la brecha marginal en el grupo CAD/CAM fue clínicamente aceptable según los criterios establecidos por McLean y von Fraunhofer para una estabilidad y éxito a largo plazo. (17)

Gonzales E. (Perú, 2020) en un estudio in vitro comparó la resistencia a la flexión de los postes colados de NPG y los postes de vidrio en un estudio in vitro. El método utilizado en la investigación fue experimental, transversal, prospectivo y comparativo. Los resultados obtenidos mostraron que la asimetría del molde NPG fue de 1682,35, la desviación estándar fue de 130,6. Además, el valor mínimo de resistencia en MPa se obtuvo como 1459,34 MPa y el valor máximo como 1919,82 MPa. Por otro lado, el módulo promedio del acero de vidrio Fexor fue de 1181.91 MPa con una desviación estándar de 47.66. El valor mínimo de resistencia fue de 1112,77 MPa y el valor máximo de 1261,86 MPa. La prueba t de Student mostró diferencias significativas entre el poste colado NPG y el poste de fibra de vidrio ($p < 0,05$). En conclusión, el estudio mostró que el poste NPG fundido tenía una mayor durabilidad que el poste de fibra de vidrio probado in vitro en el laboratorio. (18)

Gaidwak BS et al (India, 2018) realizaron un estudio con el objetivo de comparar y evaluar el ajuste marginal y la adaptabilidad de la pared axial de las copas fabricadas por las técnicas de sinterización láser de metal y cera perdida. La metodología utilizada en este estudio consistió en la fabricación de copas de Co-Cr utilizando las técnicas de cera perdida y sinterización láser de metal. Luego, se midió el ajuste marginal y la adaptabilidad de la pared axial de las copas utilizando un microscopio estereoscópico y software de análisis de imágenes. Para evaluar la adaptabilidad de la pared axial, se incrustó el conjunto de copa y muñón en resina acrílica autopolimerizable y se cortó verticalmente. Las

discrepancias entre los muñones y las copas se midieron a lo largo de la pared axial en cada mitad. Los datos obtenidos fueron sometidos a análisis estadístico mediante una prueba t no pareada. Los resultados del estudio indicaron que las copas fabricadas por la técnica de sinterización láser de metal presentaron una menor discrepancia marginal y valores consistentes de adaptabilidad de la pared axial en comparación con las copas fabricadas por la técnica de cera perdida. Sin embargo, se señaló que se necesitan más estudios para evaluar los parámetros después del procedimiento de estratificación cerámica y en situaciones clínicas. Además, se destacó que el presente estudio fue realizado in vitro bajo condiciones controladas, por lo que los resultados obtenidos pueden variar en el laboratorio dental. La principal conclusión del estudio fue que la técnica de sinterización láser de metal puede ser una alternativa a la técnica convencional de cera perdida para fabricar copas de Co-Cr con un ajuste marginal y una adaptabilidad de la pared axial satisfactorios. Sin embargo, se señaló que la técnica de cera perdida sigue siendo considerada como el estándar de oro para comparar las nuevas técnicas introducidas en el campo de los laboratorios dentales. (19)

Yan X et al (China, 2018) realizaron este estudio con el objetivo de determinar los efectos de dos tratamientos térmicos en las propiedades mecánicas de aleaciones de Co-Cr metal-cerámica SLM destinadas a la fabricación de RPD delgadas. La metodología utilizada en este estudio in vitro consistió en la fabricación de muestras de aleaciones de Co-Cr metal-cerámica mediante el proceso de fusión por láser selectiva (SLM). Luego, se sometieron las muestras a dos tratamientos térmicos diferentes y se evaluaron sus propiedades mecánicas mediante pruebas de flexión y dureza Vickers. Los principales resultados de este estudio indicaron que los tratamientos térmicos tuvieron un efecto significativo en las propiedades mecánicas de las aleaciones de Co-Cr metal-cerámica SLM. En particular, se encontró que el tratamiento térmico a alta temperatura mejoró significativamente la resistencia a la flexión y la dureza Vickers de las muestras. Además, se encontró que la elongación de una muestra fue mayor que la otra, y que la fractura principalmente se originó en zonas donde los polvos no estaban fusionados o estaban incompletamente fundidos. Las conclusiones de este estudio in vitro fueron las siguientes: a) Las aleaciones de

Co-Cr metal-cerámica SLM tratadas térmicamente a 880°C y 1100°C para reducir el estrés residual exhibieron propiedades mecánicas que superaron los requisitos mínimos según la norma ISO 22674:2016; b) Estas aleaciones podrían utilizarse para restauraciones metal-cerámica y RPD delgadas cuando se fabrican utilizando SLM; c) Se recomienda investigar directamente los efectos de diferentes tratamientos térmicos en la microestructura y características de grano de las aleaciones de Co-Cr metal-cerámica SLM en futuros estudios. También se recomienda medir el estrés residual y la distorsión de las restauraciones dentales SLM, especialmente los marcos RPD, en futuros estudios. (20)

Sarna-Bros K. et al (Polonia, 2015) realizó una revisión de la literatura y compara los resultados de la técnica tradicional de fundición con la técnica de galvanoformación en prótesis dentales. Los resultados indican que las restauraciones hechas con galvanoformación tienen una mejor adaptación marginal y una mayor resistencia a la fractura que las restauraciones hechas con el método tradicional de fundición. Sin embargo, se requiere más investigación para determinar si una técnica es mejor que la otra en términos generales, ya que cada técnica tiene sus propias ventajas y desventajas. (8)

Iiyama K. (Japón, 2009) realizó un estudio con el objetivo de investigar los efectos de las condiciones de fundición en las características mecánicas del titanio fundido, con un enfoque especial en la temperatura del molde. Se realizaron pruebas de tracción, dureza, flexión cíclica y observación metalográfica para investigar las propiedades mecánicas del titanio fundido. Además, se investigó la durabilidad de la fundición simulando el movimiento real del broche durante la prueba de flexión cíclica. Respecto a los métodos, en este estudio, se utilizaron cuatro tipos de materiales de molde especializados para aplicaciones dentales para preparar las muestras de prueba. Se realizaron pruebas de tracción, dureza, flexión cíclica y observación metalográfica para investigar las propiedades mecánicas del titanio fundido. Además, se investigó la durabilidad de la fundición simulando el movimiento real del broche durante la prueba de flexión cíclica. Se utilizó una máquina de prueba de flexión cíclica diseñada a medida para aplicar estrés flexural repetido uniformemente a lo largo de la dirección de carga. La máquina fue capaz de recrear el movimiento real del

broche en lugar del sistema hidráulico pulsante que solo es capaz de simular pequeños desplazamientos. Los resultados de este estudio indicaron que no hubo diferencias significativas en la resistencia a la tracción y la elongación de las muestras de titanio fundido hasta una temperatura del molde de 200°C. Sin embargo, se observó una disminución significativa en la resistencia a la tracción y la elongación por encima de 400°C. Además, cuanto más aumentaba la temperatura del molde por encima de 400°C, mayor era la dispersión de los valores medidos. También se encontró que el movimiento repetido del broche durante la prueba de flexión cíclica afectó significativamente a las propiedades mecánicas del titanio fundido. La conclusión final de este estudio es que la temperatura del molde tiene un efecto significativo en las propiedades mecánicas del titanio fundido. Se encontró que no hubo diferencias significativas en la resistencia a la tracción y la elongación de las muestras de titanio fundido hasta una temperatura del molde de 200°C. Sin embargo, se observó una disminución significativa en la resistencia a la tracción y la elongación por encima de 400°C. Además, cuanto más aumentaba la temperatura del molde por encima de 400°C, mayor era la dispersión de los valores medidos. También se encontró que el movimiento repetido del broche durante la prueba de flexión cíclica afectó significativamente a las propiedades mecánicas del titanio fundido. (21)

Bizar i Ramoneda (España, 1999) realizó un estudio con los siguientes objetivos: a) una descripción del tipo de partículas encontradas en cada aleación estudiada; b) determinar si las aleaciones consideradas son monofásicas o polifásicas; c) analizar la variación en el tamaño de grano de las aleaciones de prueba a diferentes temperaturas de fundición; d) evaluar el tamaño de grano de cada aleación durante el tratamiento térmico; f) estudio de los cambios en la dureza de las aleaciones durante la fundición a diferentes temperaturas; g) estudio de los cambios en la dureza de las aleaciones durante el tratamiento térmico; y h) evaluar los cambios en la resistencia al desgaste de las aleaciones a medida que se funden sobre diferentes superficies. Este estudio destaca la importancia de la precisión del ajuste marginal en las prótesis dentales fijas. Según los resultados, la fusión láser selectiva (SLM) demostró ser superior a las técnicas convencionales de fabricación en términos de adaptación marginal en prótesis dentales fijas. Específicamente, la técnica de SLM produjo una abertura marginal

significativamente menor en comparación con los grupos de aleación de Ni-Cr con fundición de cera perdida y policristal de circonia itria-tetragonal con sistema de molienda. Esto sugiere que la creación rápida de prototipos (RP) a través de SLM es una técnica de fabricación prometedora para la producción de prótesis dentales fijas con una adaptación marginal precisa. Este estudio proporciona información valiosa sobre las propiedades mecánicas y la resistencia a la unión metal-cerámica de la aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) utilizada en prótesis dentales fijas, producidas mediante diferentes técnicas de fabricación, a saber: fundición, fresado y fusión selectiva con láser (SLM). Lo que es especialmente destacable de este estudio es que se ha utilizado una sola composición de aleación Co-Cr para las tres técnicas de fabricación, lo que permite una comparación más precisa de sus propiedades. Los resultados indican que las muestras producidas mediante la técnica de SLM presentan propiedades mecánicas mejoradas y una resistencia de unión metal-cerámica comparable a las muestras producidas mediante técnicas de fundición y fresado. Además, las microestructuras de las muestras SLM muestran granos más finos y más partículas de segunda fase en comparación con las muestras de fundición y fresado. En conclusión, este estudio sugiere que la técnica de SLM podría ser superior a las técnicas de fabricación tradicionales para la producción de prótesis dentales fijas de aleación Co-Cr.(22)

Los metales son elementos químicos que presentan alta conductividad térmica y eléctrica, además de tener un brillo característico y ser sólidos a temperatura ambiente. Pueden encontrarse en estado puro o como aleaciones, las cuales son mezclas homogéneas de dos o más metales que optimizan sus propiedades físico-químicas y de uso. (23) A lo largo de la historia, los metales han sido utilizados por el ser humano desde la prehistoria, aprovechándolos tal y como se encontraban en la naturaleza, pero con el avance de la metalurgia y la creación de grandes industrias, los metales se han convertido en la base del progreso humano. (24)

En odontología, los metales colados han sido una de las opciones más utilizadas en prótesis fija. En 1972, Taggart realizó la primera técnica de colado utilizando

la técnica de "cera perdida", en la cual se funde y centrifuga el metal que se elabora previamente en cera, lo que permite copiar la estructura del molde. La elección de las aleaciones dentales a lo largo de la historia ha estado determinada por tres factores fundamentales: la resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, el costo económico y la evolución para la mejora de las propiedades físicas.(25)

Es importante que tanto el estomatólogo como el técnico de laboratorio dental estén familiarizados con las propiedades químicas y físicas de los materiales que están utilizando, incluyendo su composición y cómo afectan a la manipulación y fundición del material en el laboratorio. Para asegurar el correcto manejo de las aleaciones, es necesario que cumplan con ciertos requisitos, además de la biocompatibilidad, un tamaño adecuado de grano del metal, capacidad de adherencia a otros biomateriales, facilidad de fundición y vaciado, facilidad para soldar y pulir. (26,27)

Una aleación es una combinación de dos o más elementos, tanto metálicos como no metálicos, que se utilizan para mejorar la función del metal base. (28) En odontología, los materiales utilizados para aleaciones provienen principalmente de metales base y nobles. Los metales base incluyen cobalto, níquel, cromo, plata, cobre, zinc, indio y titanio, mientras que los metales nobles incluyen oro, platino, paladio, iridio, osmio y rutenio.(29)

La Asociación Dental Americana (ADA) ha propuesto una clasificación de las aleaciones dentales según su porcentaje de contenido de metal noble. Las aleaciones con alto contenido de metal noble, compuestas principalmente de oro, representan el 60% de la aleación. Las aleaciones nobles, principalmente de paladio, incluyen paladio cobalto y paladio plata. Las aleaciones con bajo contenido de metal noble contienen un 25% de metales nobles, y las más comunes son las aleaciones de cromo cobalto y cromo níquel. (29,30)

Aunque la aleación ideal sería aquella con alto contenido de metal noble, su alto costo hace que las aleaciones con bajo contenido de metal noble, como las de cromo cobalto y cromo níquel, sean las más utilizadas.(31,32)

El cromo es un metal ampliamente empleado en la formación de aleaciones junto al hierro, níquel o cobalto, con el objetivo de incrementar la fortaleza en la estructura y obtener un acabado brillante como atributo principal. En la composición de estas aleaciones, se encuentra presente el cromo en un porcentaje que oscila entre el 15% y el 25%.(31)

La aleación cromo-cobalto está compuesta por más del 60% de cobalto y un porcentaje de cromo superior al 13%. Su uso está destinado a la fabricación de coronas metal-cerámica mediante técnicas de colado de alta expansión y bajo punto de fusión, siguiendo la norma ISO 9693:1999. Comparada con la aleación de cromo-níquel, esta aleación presenta niveles menores de corrosión y mejores propiedades químicas. Esta aleación ofrece propiedades mecánicas sobresalientes, en particular el módulo elástico, el límite elástico y el límite proporcional, que son superiores a los de otras aleaciones utilizadas en odontología. Esto significa que es rígida y no se deforma permanentemente bajo tensiones mecánicas, y tiene una alta resistencia a la tracción y elongación que evita la fractura. Además, gracias a su baja densidad, permite la fabricación de prótesis más ligeras y delgadas para mayor comodidad del paciente. (31,33)

Las aleaciones que contienen níquel son comúnmente empleadas en odontología, sin embargo, investigaciones indican que durante la corrosión de la aleación se liberan iones, lo que se debe a que el níquel es un metal altamente alergénico. A diferencia de la aleación de cromo-cobalto, esta presenta menores niveles de dilatación, dureza y coeficiente de expansión térmica. En Europa, su uso ha sido restringido debido a los problemas que presenta en términos de biocompatibilidad, pero se sigue empleando debido a su aceptable nivel de adaptación marginal que los profesionales consideran clínicamente aceptable.(34)

La resistencia es la capacidad de una entidad para resistir una carga sin sufrir daños, y explica que esta capacidad se puede medir mediante el uso de diferentes tipos de pruebas, como la resistencia a la compresión y la resistencia a la potencia. La resistencia a la compresión se refiere a la cantidad de esfuerzo que una entidad puede soportar sin fisurarse, mientras que la resistencia a la

potencia se refiere a la cantidad máxima de rigidez que una entidad puede generar antes de fisurarse.(35)

La interacción entre dos entidades es lo que da lugar a la fuerza, la cual es expresada mediante un vector que muestra su magnitud y dirección. La aplicación de una fuerza sobre un objeto puede provocar su movimiento o deformación. En caso de actuar sobre un objeto en reposo, la fuerza puede aumentar, disminuir o modificar su dirección y magnitud. En cambio, si la fuerza actúa sobre un objeto que ya está en movimiento, puede alterar su trayectoria o su velocidad. (35)

La resistencia a la flexión es la capacidad de un objeto para resistir la deformación bajo una carga aplicada que induce flexión. La resistencia a la flexión se mide mediante la cantidad máxima de esfuerzo que puede soportar una fibra antes de que se fisura o se quiebre durante una prueba de flexión. (35)

En la mayoría de las estructuras mecánicas, las cargas son de diferentes tipos, como compresión o tracción, y que en esos casos la forma del objeto es irrelevante, ya que la deformación depende solo de la sección transversal. Sin embargo, cuando se trata de la resistencia a la flexión, no solo la estructura del objeto es importante, sino también su forma, ya que esta influye en la forma en que se distribuyen las cargas a lo largo del objeto. (35)

El módulo de elasticidad, también conocido como módulo de Young, es la propiedad por la cual todos los sólidos deben soportar una carga sin deformación permanente, es decir regresa a la posición original cuando termina la carga aplicada. Un material se considera rígido si tiene un módulo de elasticidad alto y flexible si tiene un módulo bajo, como es el caso de los polímeros. (35)

El módulo de elasticidad se define como la pendiente de la curva tensión-deformación en la región elástica lineal del material. Se mide en unidades de potencia como Mpa o Gpa y no tiene dimensiones. Este cálculo es importante para determinar la dureza del material. (35)

Los postes, también conocidos como espigos, son módulos fabricados con diversos materiales, como metal o fibra, y, además, transfieren las fuerzas oclusales a las raíces para distribuir las cargas masticatorias. Es importante que

el tamaño del poste no exceda más de un tercio del diámetro de la raíz dental y que las paredes de la raíz tengan al menos 1 mm de espesor, que es el tejido sano. El efecto ferrule, que es como un collar metálico alrededor de la base de la estructura dentaria, ofrece ventajas como reducir la fatiga de la unión poste-muñón, distribuir las fuerzas oclusales de manera uniforme, proteger la raíz de fisuras y proporcionar retención a la restauración. (36)

Los postes intrarradiculares pueden clasificarse de acuerdo a su composición. Existen tres tipos de postes: metálicos, cerámicos y de filamentos de vidrio. Los postes metálicos están fabricados con aleaciones de aceros inoxidable, titanios o metales nobles, mientras que los cerámicos están hechos de cerámica fundida. Por otro lado, los postes de filamentos de vidrio se componen de un 42% de filamentos longitudinales, un 29% de resinas epóxicas y un 29% de partículas inorgánicas.(37)

Asimismo, los postes pueden clasificarse según su módulo elástico. Los postes duros tienen un módulo de elasticidad elevado, como ocurre con los postes metálicos o cerámicos de óxido de zirconio o bióxido de zirconio. Por otro lado, los postes flexurales se caracterizan por tener un tamaño y un módulo de elasticidad similares a la dentina, como ocurre con los postes de fibras. (37)

El poste metálico o colado es un poste rígido que se fabrica en laboratorios dentales a partir de un modelo o patrón de cera, que puede ser obtenido directamente de la boca del paciente. Aunque tiene la ventaja de ajustarse perfectamente a las paredes del conducto radicular, su elaboración es bastante tardada. (37)

Los postes colados se recomiendan en piezas dentarias con una destrucción mayor al 50%, y se prefieren para el sector posterior debido a la estética. (37)

En 1987, Aalba Dent introdujo NPG como la primera aleación de matiz amarillo-oro registrada para la elaboración de restauraciones de clase 2. NPG es una aleación no preciosa fundida de primera calidad que se utiliza para fabricar coronas, puentes y onlays. Se considera una alternativa al oro. NPG que ofrece características de visibilidad y maniobrabilidad similares a las aleaciones preciosas de clase III con matiz amarillo-oro, pero a un costo menor. La

biocompatibilidad de NPG ha sido evaluada en numerosos estudios in vitro y biológicos, y se ha demostrado que ofrece seguridad, estabilidad, comodidad y confianza a los pacientes. Sin embargo, el uso de NPG está contraindicado en casos de dentina residual escasa, pacientes bruxómanos, dientes mal posicionados o inclinados, conductos anchos o dientes que requieren un gran desgaste para obtener el paralelismo de los pilares, ya que estos factores aumentan el riesgo de fractura.(38)

Se considera que la técnica de moldeado es la más apropiada para realizar la fundición de metales, la cual ha sido empleada desde la época del bronce. Existen diversas técnicas para llevar a cabo el proceso de colado, entre las que se destacan: el colado en centrífuga de alta frecuencia, en el que se funde el metal de manera inductiva en un crisol rodeado de una espiral de cobre refrigerada por agua, y se llena el molde mediante una centrífuga; el colado a presión al vacío, que permite obtener aleaciones precisas mediante el uso de cilindros ajustados y revestimientos porosos de grano medio, para lograr un vacío adecuado en el interior del molde; y el colado con arco eléctrico, técnica similar a la de colado a presión al vacío, pero en este caso se utiliza energía de arco eléctrico para fundir la aleación mediante radiación térmica.(34)

III. METODOLOGÍA

3.1. Tipo y diseño de investigación

3.1.1. Tipo de investigación

El estudio tiene una naturaleza aplicada, ya que tiene como objetivo resolver problemas prácticos. Su diseño se considera experimental porque se manipularán intencionalmente las variables y unidades de estudio, utilizando un grupo experimental y un grupo de control. (39)

3.1.2. Diseño de investigación

El diseño de investigación es experimental. Además, de comparativo ya que se compararán los resultados de ambas técnicas, fundición por arco eléctrico y fundición por soplete. (40)

3.2. Variables y operacionalización

Variable Dependiente: Resistencia a la compresión.

Variable Independiente: Técnica de fundición para el colado de metal.

Variables de control:

Tipo de aleación dental: se mantuvo constante para ambas técnicas de fundición, para evitar que las diferencias en la aleación dental afecten las medidas. Fue NPG.

Temperatura de fundición: se mantuvo constante para ambas técnicas de fundición, para asegurar que las aleaciones se fundan de manera consistente en cada prueba. La temperatura se mantuvo entre 3500 °C y 4000 °C.

Tiempo de enfriamiento: se mantuvo constante para ambas técnicas de fundición, para garantizar que las aleaciones se enfríen y solidifiquen de manera uniforme. La temperatura ambiente de la ciudad durante el día oscila entre 5°C y 15°C.

La operacionalización de las variables consideradas en este estudio se encuentra en el **Anexo 1**.

3.3. Población, muestra y muestreo

3.3.1. Población

La población estuvo constituida por 50 pernos colados.

Criterios de inclusión:

- Postes colados de dientes naturales
- Postes colados de segundos premolares superiores o inferiores.
- El perno debe ser lo suficientemente largo para proporcionar una buena retención y soporte al diente. La longitud se estandarizará en 16 mm: muñón 4 mm y espigo 12 mm
- El diámetro del perno debe ser lo suficientemente grande para proporcionar una retención adecuada, pero no tan grande que debilite la estructura del diente. El diámetro hacia el borde apical 1.5 mm y al borde coronal 3.5 mm
- El perno debe tener una forma que se adapte bien al conducto radicular del diente.
- El material elegido será NPG.

Criterios de exclusión:

- Postes colados con burbujas.
- Postes alterados en su morfología.

3.3.2. Muestra

La muestra estuvo conformada por 50 pernos colados (25 por cluster), la misma que fue hallada mediante el software Epi Info™ versión en español 7.2.5.0. (**Anexo 2**)

3.3.3. Muestreo

El muestreo fue probabilístico, aleatorio simple.

3.3.3. Unidad de análisis

Pernos colados.

3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

El estudio empleó la técnica de observación. El instrumento es una guía de observación. (**Anexo 3**) La guía de observación contiene datos sobre los resultados de la prueba de resistencia a la compresión de los pernos colados.

El instrumento de medición para la prueba de compresión (**Anexo 4**) fue la prensa CBR con celda de carga, de marca ARSOU, modelo PR401, serie 41025, celda de carga tipo S, con indicador digital, de procedencia peruana. Este instrumento pasó por un procedimiento de calibración que tomó como referencia a la norma ISO 7500-1 “Metalic materials – Verification of static uniaxial testing machines. Se aplicaron dos series de carga al Sistema Digital mediante la misma prensa. En cada serie se registraron las lecturas de las cargas.

Antes de la prueba, se tomó el peso de cada muestra con una balanza. El intervalo de indicación de la balanza fue de 200 g, con una división de escala de 0.01 g, división de verificación 0.01 g, digital, marca OHAUS, modelo CS200, n° de serie 950037, de procedencia Estados Unidos. Este instrumento pasó por un procedimiento de calibración tomando como referencia el Procedimiento para la Calibración de Balanzas de Funcionamiento no Automático Clase III y IV (PC-001) del SNM-INDECOPI, 3ra edición Enero 2009 y la Norma Metrológica Peruana “Instrumentos de Pesaje de Funcionamiento No Automático (NMP 003:2009)

Además, se midió el diámetro de la falla. Para ello se utilizó como instrumento al Vernier de la marca Litz, con sistema análogo, de 12 pulgadas, de procedencia Estados Unidos. Este instrumento pasó por un procedimiento de calibración tomando como referencia el método descrito en el PC-012: Procedimiento de Calibración de Pie de Rey del SNM-INDECOPI 5ta Ed.

3.5. Procedimiento

El presente estudio se realizará previa aprobación del proyecto por la universidad. Su ejecución será en un laboratorio dental y en un laboratorio de análisis físico de referencia para este tipo de investigaciones.

Para el proceso pre-laboratorial de preparación endodóntica y de impresión directa con Duralay® para la elaboración del poste o perno se seguirá el procedimiento descrito por Gómez (41).

Envío de la impresión: La impresión se enviará al laboratorio dental donde se fabricarán los pernos dentales personalizados que se adapten perfectamente a la forma y el tamaño requeridos.

3.5.1. Proceso de laboratorio:

En el proceso de fabricación, se utilizarán muñones acrílicos, con un total de 50 copias realizadas en acrílico de combustión completa (Duralay®) a partir del modelo proporcionado. Además, se implementarán bebederos con un canal principal en forma de T, que posee un diámetro de 4 mm y una distancia mínima de 10 mm desde el embudo de colado hasta la barra. La barra en sí tiene un diámetro de 4 mm, y el canal principal presenta un saliente en la barra entre dos empalmes. El empalme que se dirige hacia el objeto de colado tiene un diámetro de 3 mm y una longitud de 3 mm. Cada perno simple se ubicará en el punto más elevado de la pieza modelada.

Para evitar la inclusión de gases durante el proceso de colado, se utilizará un sistema de cilindros con formas y conos específicos para colado. La base de este sistema deberá mantenerse completamente limpia. Durante el montaje del modelado en el cono de colado, se prestará especial atención a la conexión entre el modelado y el cono, asegurando que sea precisa y limpia para garantizar la fluidez óptima del metal colado. El objeto a fundir se montará en posición horizontal, centrado en el interior de un anillo de plexiglás, con una distancia mínima de 6 mm desde el borde. Se insertará un anillo de cilindro transparente, asegurando que el borde superior del objeto colado se encuentre a 6 mm por debajo del borde del anillo de cilindro. Esto garantizará que el bebedero tenga una longitud de 15-20 mm, y el cilindro se llenará hasta el tope de manera uniforme.

El proceso de revestimiento es fundamental para obtener un cilindro estable y un colado preciso. Para ello, se seguirán estrictamente las instrucciones de elaboración del revestimiento (Rematitan Plus). El consumo de revestimiento

Rematitan Plus se calculará en base al tamaño de 62 x 250 g. La mezcla del revestimiento se realizará únicamente con el líquido de mezcla correspondiente, que se mantendrá a una temperatura adecuada. La proporción de mezcla será de 250 g de polvo por cada 40 ml de líquido de mezcla, y la mezcla se realizará durante 60 segundos. Una vez preparado, se llenará el cilindro hasta el borde y se retirará del vibrador. El endurecimiento requerirá aproximadamente 40 minutos, y posteriormente, se recortará en seco desde el lado opuesto al forma-conos para favorecer la permeabilidad del revestimiento en la dirección adecuada.

El control de expansión del revestimiento Rematitan Plus se llevará a cabo mediante la dilución del líquido de mezcla, siguiendo las recomendaciones específicas para diferentes tipos de trabajos, como coronas y puentes o coronas telescópicas y cónicas. Se precalentará el horno a la temperatura final requerida de 1000°C utilizando un programa específico, con un tiempo de retención en diferentes etapas y un enfriamiento lento hasta 430°C, la temperatura de colado. Es importante evitar cambios bruscos de temperatura y mantener la temperatura final a 430°C durante un máximo de 120 minutos. Se utilizarán únicamente ceras o plásticos que no dejen residuos.

El horno de precalentamiento necesario deberá contar con una cámara de calentamiento en tres o cuatro costados, un buen aislamiento y control programable. La temperatura final requerida será de 1000°C, y se recomienda la circulación de aire. No se llenará por completo la capacidad del horno para evitar grietas en los cilindros debido a un aislamiento deficiente o calentamiento rápido.

3.5.2. Proceso de colado:

a. Colado por Arco Eléctrico: Para el proceso de colado por arco eléctrico, se busca crear un arco eléctrico utilizando una soldadora digital invertir convencional y electrodos, que consisten en barras de Zinc (Zn) que actúan como ánodo y cátodo. Cuando estos entran en contacto, generan un arco eléctrico ideal para el proceso de fundido.

En cuanto al crisol de cerámica, se utiliza para aleaciones no preciosas, con un peso máximo de 54 g, y para aleaciones preciosas con alto contenido de oro, con un peso máximo de 95 g. Es importante tener en cuenta que las aleaciones con bajo contenido de metal precioso tienen un peso específico menor, lo que reduce la cantidad máxima que se puede fundir en comparación con las aleaciones con alto contenido de oro. Se debe utilizar un crisol cerámico separado para cada tipo de aleación, y el electrodo del crisol se destina a un solo tipo de aleación. Dependiendo del tipo de aleación utilizada, el crisol cerámico se puede reutilizar hasta 40 veces, y no se debe enfriar con agua después del colado para evitar posibles roturas.

El electrodo de fusión, ubicado en la cámara superior de fundición, debe mantener sus puntas siempre afiladas, y su posición permanece constante. La distancia entre los dos electrodos en colados de aleaciones es de 15 mm, con pequeñas variaciones de aproximadamente 1 mm que no afectan el resultado del colado.

La potencia de la máquina de fusión y colado es ajustable mediante un potenciómetro giratorio y un inversor, lo que permite variar la potencia de 5% hasta 100% de la potencia máxima. La regulación de la potencia depende tanto de la temperatura de fusión de la aleación como de la cantidad de metal a fundir. Para evitar el riesgo de enfriamiento del cilindro, el tiempo de fundición no debe superar los 40-50 segundos, y un mecanismo automático de seguridad volcará el crisol después de un máximo de 90 segundos. Las sugerencias para ajustar la potencia en función de la cantidad a fundir son orientativas y pueden variar según la temperatura de fusión y el estado del electrodo de fusión.

Durante el proceso de colado, se controla visualmente a través de una ventana oscurecida en el casco de protección. Se debe tener precaución con potencias superiores al 50% para evitar daños en los ojos debido a los rayos deslumbrantes.

Es esencial verter el metal inmediatamente después de que se funda de manera uniforme, sin retrasos, para evitar que pequeños bloques de metal

queden parcialmente sin fundir. Se debe apilar el metal de manera que haya un buen contacto con el electrodo del crisol y evitar acumulaciones en el lado posterior del crisol, donde la visibilidad es limitada debido al arco eléctrico.

Después de cada fusión, se deben limpiar los residuos de salpicaduras, prestando especial atención a los restos que puedan quedar en el embudo entre las dos cámaras. Además, la ventana de la cámara de colado debe limpiarse regularmente para observar el proceso de fundición con claridad, y ambas cámaras deben limpiarse con regularidad.

b. Colado por soplete: La técnica de fundición por soplete de oxiacetileno es un procedimiento ampliamente empleado en la fusión de metales mediante la creación de una llama que se genera al combinar oxígeno y acetileno. Aquí te presento los pasos clave para llevar a cabo este proceso de manera efectiva:

Preparación del Equipo y Materiales: Antes de comenzar, es fundamental asegurarse de que todo el equipo de soldadura y los suministros estén en condiciones óptimas y conectados correctamente. Además, es importante contar con suficiente oxígeno y acetileno para llevar a cabo el proceso de fundición. Selecciona un soplete de soldadura con la boquilla adecuada para la tarea que realizarás.

Preparación del Metal: Elegir el tipo de metal que se va a fundir es el primer paso. Prepara el metal según las necesidades específicas del proyecto. Límpialo minuciosamente para eliminar cualquier rastro de óxido, suciedad o contaminantes que puedan afectar la calidad del fundido.

Encendido del Soplete: Abre gradualmente las válvulas de oxígeno y acetileno en los reguladores de los cilindros. Enciende el soplete utilizando un encendedor diseñado para sopletes de soldadura y ajusta el flujo de gas siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Ajuste de la Llama: Una vez que el soplete está encendido, ajusta las válvulas de oxígeno y acetileno para obtener una llama neutra o ligeramente oxidante. Una llama adecuada debe ser de color azul y bien definida, sin la presencia de penachos amarillos o sombras oscuras.

Calentamiento del Metal: Dirige la llama del soplete hacia el metal que se va a fundir, manteniendo una distancia apropiada para garantizar una distribución uniforme del calor. Mueve el soplete constantemente para evitar que el metal se sobrecaliente o queme.

Fundición del Metal: Cuando el metal alcance la temperatura de fusión adecuada, aplica presión o utiliza herramientas adicionales para dar forma o verter el metal en el molde o recipiente deseado.

Enfriamiento y Acabado: Deja que el metal fundido se enfríe completamente en el molde o recipiente, siguiendo las pautas de enfriamiento recomendadas para el metal específico. Después del enfriamiento, realiza cualquier acabado o ajuste necesario en el metal fundido, como limpieza, pulido o eliminación de imperfecciones.

Medidas de Seguridad: Durante todo el proceso de fundición, es esencial seguir medidas de seguridad rigurosas para proteger tanto al operador como al entorno. Estas medidas incluyen el uso de equipo de protección personal adecuado, trabajar en áreas bien ventiladas, manipular los materiales fundidos con cuidado, prevenir incendios y conocer el manejo seguro de gases combustibles. Además, es fundamental recibir capacitación y estar familiarizado con los protocolos de seguridad específicos de tu lugar de trabajo.

3.6. Método de análisis de datos

En las hojas de recolección de datos, se anotaron las respuestas y se ingresaron en una hoja de cálculo de Excel creada con Microsoft Office 365. Se utilizó STATA 17 para realizar los análisis estadísticos.

Antes de realizar un análisis de distribución normal, se determinaron las medidas de tendencia central y medidas de dispersión para las variables cuantitativas. Se proporcionaron descripciones de frecuencia y porcentaje de las variables cualitativas.

La estadística inferencial utilizó la prueba estadística t de Student para muestras independientes dado que los datos tuvieron una distribución normal. Para la evaluación de normalidad se utilizó la prueba Shapiro-Wilk.

Finalmente, se evaluó el efecto del diámetro de la falla, del área y el peso del perno colado en la resistencia a la compresión mediante un modelo lineal generalizado. Todo el análisis se realizará con un nivel de confianza del 95% ($p < 0.05$).

3.7. Aspectos éticos

En esta investigación se consideraron los principios éticos que rigen la investigación experimental in vitro. En primer lugar, la calidad y exactitud; en un estudio in vitro, la precisión y la integridad de los datos son fundamentales. Realizamos nuestros experimentos con meticulosidad y evitamos cualquier forma de manipulación de resultados. La exactitud en la recopilación y presentación de datos fue esencial. Respecto a la minimización de riesgos, nos esforzamos por asegurarnos de que todas las prácticas de laboratorio fueran seguras y estén en línea con las normativas de seguridad. Evitamos cualquier riesgo innecesario para los investigadores y el entorno de trabajo. Sobre la confidencialidad de datos, se dispuso que la información generada en el laboratorio, como resultados de pruebas y de datos experimentales, se maneje con estricta confidencialidad. Evitamos la divulgación no autorizada de resultados o datos. Hemos sido honestos y transparentes en la presentación de resultados.

En un estudio in vitro, nuestra responsabilidad ética radicó en garantizar la validez y la integridad de la ciencia que realizamos. Cumplir con estos principios éticos nos permite contribuir de manera significativa al avance del conocimiento científico de manera ética y responsable. (42)

La investigación fue aprobada por el Comité de Ética Institucional de acuerdo con la política de la Universidad Cesar Vallejo (**Anexo 5**). Ante la presentación de la carta de la universidad (**Anexo 6**), se obtuvo el permiso del centro en donde se tendría acceso a los sujetos de investigación (**Anexo 7**).

IV. RESULTADOS

Tabla 1. Mediciones en el perno colado elaborado bajo la técnica de fundición por arco eléctrico.

Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado	Media	Desviación estándar	Error estándar	IC95%		Prueba de normalidad¹ (valor p)
Fundición por arco eléctrico						
Peso (gr)	0.556	+ - 0.028	0.005	0.545	0.568	0.713
Diámetro de falla	0.154	+ - 0.015	0.002	0.150	0.159	0.690
Área (cm ²)	0.018	+ - 0.003	0.001	0.017	0.020	0.477
Carga máxima (KN)	0.344	+ - 0.071	0.014	0.315	0.373	0.052
Carga máxima (kg)	35.136	+ - 6.855	1.371	32.306	37.965	0.461
Resistencia obtenida (kg/cm ²)	1891.5	+ - 439.472	87.894	1710.1	2072.91	0.379

/ Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk

Fuente: elaboración propia

La Tabla 2 presenta las mediciones cruciales relacionadas con el perno colado obtenido mediante la técnica de fundición por arco eléctrico. Estas mediciones comprenden el peso, el diámetro de falla, el área, la carga máxima en kilonewtons (KN) y en kilogramos (kg), así como la resistencia obtenida en kilogramos por centímetro cuadrado (kg/cm²).

El peso promedio del perno colado elaborado por fundición por arco eléctrico es de 0.556 gramos, con una desviación estándar de 0.028 gramos. Esto proporciona una medida precisa de la masa del perno, que es fundamental en el contexto de su aplicabilidad clínica.

El diámetro de falla se establece en un promedio de 0.154, con una desviación estándar de 0.015, lo que representa una dimensión crítica en caso de fallo y es esencial para la evaluación de la durabilidad del perno colado.

En lo que respecta al área, que tiene implicaciones directas en la resistencia estructural, se registra un valor promedio de 0.018 centímetros cuadrados, con una desviación estándar de 0.003, lo que proporciona información valiosa sobre la capacidad de carga del perno.

La carga máxima, expresada en kilonewtons y kilogramos, asciende a un promedio de 0.344 KN y 35.136 kg, respectivamente. Estos datos son críticos para comprender la capacidad de carga y resistencia del perno colado en situaciones clínicas.

Finalmente, la resistencia obtenida, medida en kg/cm^2 , exhibe un valor promedio de 1891.5 kg/cm^2 , con una desviación estándar de 439.472 kg/cm^2 . Estos datos son esenciales para evaluar la resistencia del perno y su adecuación para su uso en aplicaciones odontológicas.

Además, se realizó una prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para evaluar la distribución de los datos. Los resultados de esta prueba son cruciales para la interpretación de los resultados y la validez de las conclusiones de la investigación.

La Tabla 2 proporciona una visión concisa y precisa de las mediciones clave relacionadas con el perno colado elaborado mediante la técnica de fundición por arco eléctrico.

Tabla 2. Mediciones en el perno colado elaborado bajo la técnica de fundición por soplete.

Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado	Media	Desviación estándar	Error estándar	IC95%		Prueba de normalidad¹ (valor p)
Fundición por soplete						
Peso (gr)	0.528	+ - 0.171	0.003	0.521	0.535	0.813
Diámetro de falla	0.161	+ - 0.152	0.003	0.154	0.167	0.533
Área (cm ²)	0.020	+ - 0.004	0.001	0.019	0.022	0.322
Carga máxima (KN)	0.292	+ - 0.064	0.013	0.265	0.318	0.998
Carga máxima (kg)	30.068	+ - 5.302	1.060	27.879	32.256	0.357
Resistencia obtenida (kg/cm ²)	1517.4	+ - 382.582	76.516	1359.52	1675.36	0.435

¹ / Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk

Fuente: elaboración propia)

La Tabla 1 presenta las mediciones clave relacionadas con el perno colado elaborado mediante la técnica de fundición por soplete. Estas mediciones incluyen el peso, el diámetro de falla, el área, la carga máxima en kilonewtons (KN) y en kilogramos (kg), así como la resistencia obtenida en kilogramos por centímetro cuadrado (kg/cm²).

En cuanto al peso, se registró una media de 0.528 gramos, con una desviación estándar de 0.171 gramos, lo que brinda una medida precisa de la masa del perno colado. El diámetro de falla se sitúa en 0.161, con una desviación estándar de 0.152, lo que indica la dimensión crítica en caso de fallo.

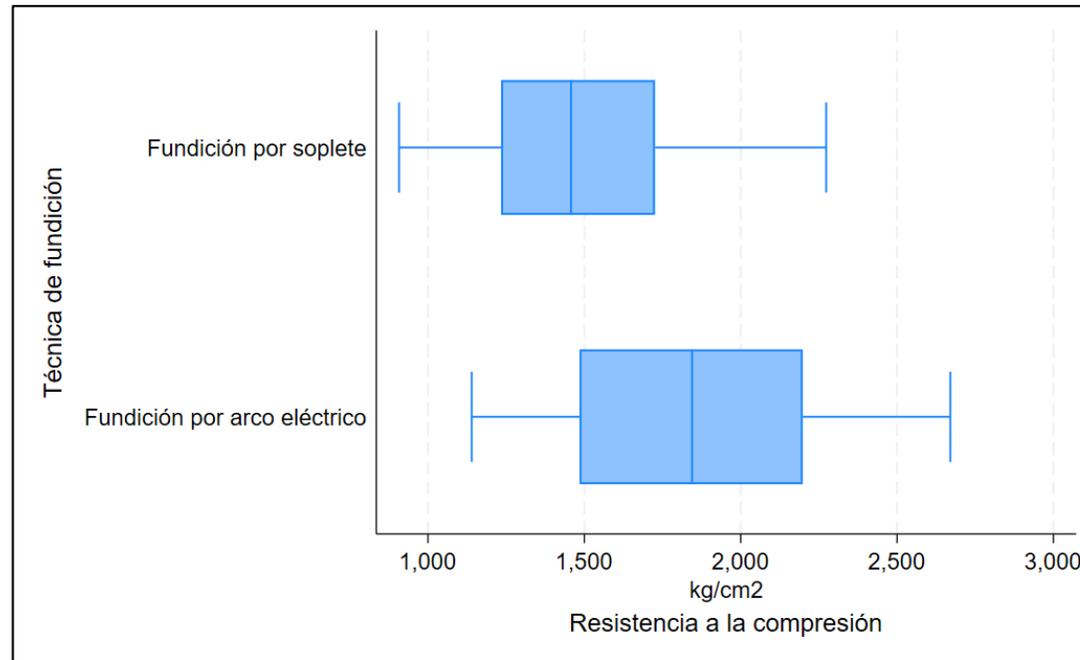
El área, fundamental en la resistencia estructural, promedia en 0.020 centímetros cuadrados, con una desviación estándar de 0.004. La carga máxima, expresada tanto en kilonewtons como en kilogramos, se estima en 0.292 KN y 30.068 kg, respectivamente, proporcionando información crucial sobre la capacidad de carga del perno colado.

Finalmente, la resistencia obtenida, que se mide en kg/cm^2 , presenta un valor promedio de 1517.4 kg/cm^2 , con una desviación estándar de 382.582 kg/cm^2 . Estos datos son esenciales para evaluar la capacidad de resistencia del perno colado.

Además, se realizó una prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para verificar la distribución de los datos. Los resultados de esta prueba ofrecen una comprensión de la normalidad de la distribución de los datos en el contexto del estudio, lo que es crucial para la posterior interpretación de los resultados.

La Tabla 1 proporciona una visión concisa y precisa de las mediciones clave relacionadas con el perno colado fabricado mediante la técnica de fundición por soplete.

Figura 1. Comparación de la distribución de resistencia a la compresión entre pernos colados por dos técnicas de fundición: fundición por soplete y fundición por arco eléctrico.



La Figura 1 es un gráfico de cajas y bigotes que muestra la comparación de la distribución de resistencia a la compresión entre pernos colados por dos técnicas de fundición: fundición por soplete y fundición por arco eléctrico. En el eje vertical se encuentran las dos técnicas de fundición y en el eje horizontal se encuentran la resistencia a la compresión en MPa. La caja representa el rango intercuartil (IQR) de los datos, la línea dentro de la caja representa la mediana y los bigotes representan el rango de los datos. Se observa que la mediana de resistencia a la compresión en pernos colados con la técnica de fundición por arco eléctrico es mayor.

Tabla 3. Evaluación de diferencia de medias de resistencia a la compresión entre los dos grupos de estudio.

Variables	Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado		p
	Fundición por soplete (n=25) n (%)	Fundición por arco eléctrico (n=25) n (%)	
Resistencia a la compresión (kg/cm ²)	1517.441 (\pm 76.516)	1891.506 (\pm 87.894)	0.002 ^a

^a Prueba estadística: Test de student para varianzas iguales

La Tabla 3 presenta una evaluación crítica de la diferencia de medias de resistencia a la compresión entre dos grupos de estudio, cada uno relacionado con una técnica de fundición específica: fundición por soplete y fundición por arco eléctrico. Estos hallazgos nos permiten comparar de manera cuantitativa el rendimiento de ambas técnicas.

En el grupo de estudio de fundición por soplete, compuesto por 25 muestras, la resistencia a la compresión promedio se registró en 1517.441 kg/cm², con una desviación estándar de 76.516 kg/cm². Por otro lado, en el grupo de estudio de fundición por arco eléctrico, también compuesto por 25 muestras, la resistencia promedio se elevó a 1891.506 kg/cm², con una desviación estándar de 87.894 kg/cm².

La diferencia entre estas dos medias de resistencia es estadísticamente significativa, con un valor p de 0.002, como se determinó mediante el Test de Student para varianzas iguales. Este resultado indica que existe una diferencia significativa en la resistencia a la compresión entre las muestras obtenidas mediante ambas técnicas de fundición.

Este hallazgo es de gran relevancia, ya que sugiere que la técnica de fundición por arco eléctrico puede proporcionar pernos colados con una mayor resistencia a la compresión en comparación con la fundición por soplete. Este descubrimiento puede tener importantes implicaciones clínicas y abrir nuevas puertas en la selección de técnicas de fundición en odontología.

La Tabla 3 destaca de manera concisa pero impactante la diferencia de medias de resistencia a la compresión entre dos grupos de estudio relacionados con diferentes técnicas de fundición, lo que constituye un hallazgo significativo y relevante para el objetivo central de nuestra tesis.

Tabla 4. Análisis de resistencia a la compresión basado en un modelo lineal generalizado (modelo crudo).

Variable	Modelo simple			
	Coef.	IC 95%		p
Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado				
Fundición por soplete	Ref.			
Fundición por arco eléctrico	374.07	145.662	602.468	0.001
Prueba estadística: Modelo lineal generalizado				

La Tabla 4 presenta un análisis fundamental de la resistencia a la compresión basado en un modelo lineal generalizado.

Se observa que al tomar como referencia la fundición por soplete, para la fundición por arco eléctrico se registra un coeficiente de 374.07, con un intervalo de confianza del 95% que abarca desde 145.662 hasta 602.468, con un valor p resultante igual a 0.001. Estos resultados indican que, en comparación con la fundición por soplete (tomada como referencia), la fundición por arco eléctrico está asociada con un aumento significativo en la resistencia a la compresión. Este hallazgo es respaldado por una prueba estadística de un modelo lineal generalizado.

Este análisis proporciona evidencia cuantitativa sólida de que la técnica de fundición por arco eléctrico tiene un impacto positivo y estadísticamente significativo en la resistencia a la compresión de los pernos colados. Estos resultados pueden ser fundamentales en la toma de decisiones clínicas y en la mejora de las prácticas odontológicas.

La Tabla 4 arroja luz sobre la diferencia significativa en la resistencia a la compresión entre las técnicas de fundición por soplete y fundición por arco eléctrico.

Tabla 5. Análisis multivariado basado en un modelo lineal generalizado de resistencia a la compresión (Modelo ajustado).

Variable	Modelo ajustado 1				Modelo ajustado 2			
	Coef.	IC95%		p	Coef.	IC95%		p
Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado								
Fundición por soplete	Ref.				Ref.			
Fundición por arco eléctrico	261.538	74.888	448.187	0.006	258.169	71.392	444.945	0.007
Diámetro de falla (μm)	-1.875	-2.563	-1.188	<0.001				
Área (μm^2)					-7.415	-10.129	-4.701	<0.001

Prueba estadística: Modelo lineal generalizado

(continúa...)

(...viene)

Variable	Modelo ajustado 3				Modelo ajustado 4			
	Coef.	IC95%		p	Coef.	IC95%		p
Técnica de fundición con la que se obtuvo el perno colado								
Fundición por soplete	Ref.				Ref.			
Fundición por arco eléctrico	467.482	199.607	735.357	0.001	258.019	67.657	448.381	0.008
Diámetro de falla (μm)					0.090	-14.659	14.839	0.990
Área (μm^2)					-7.772	-66.017	50.473	0.794
Peso (mg)	-3.289	-8.305	1.726	0.199				

Prueba estadística: Modelo lineal generalizado

La Tabla 5 presenta un análisis multivariado esencial basado en un modelo lineal generalizado de resistencia a la compresión. Esta tabla destaca los coeficientes de influencia, los intervalos de confianza del 95% y los valores p relacionados con diversas variables, lo que permite una comprensión profunda de los factores que afectan la resistencia de los pernos colados.

En el Modelo Ajustado 1, se evidencia que la técnica de fundición por arco eléctrico está significativamente asociada con un aumento en la resistencia a la compresión en comparación con la fundición por soplete, ajustado por diámetro de la falla. Esto se refleja en un coeficiente de 261.538 y un valor p de 0.006.

El Modelo Ajustado 2 se evidencia que la técnica de fundición por arco eléctrico está significativamente asociada con un aumento en la resistencia a la compresión en comparación con la fundición por soplete, ajustado por el área. Esto se refleja en un coeficiente de 258.169 y un valor p de 0.007.

El Modelo Ajustado 3 incorpora el peso del modelo dental colado y su inclusión no es significativa en términos estadísticos. Sin embargo, la asociación entre la fundición por arco eléctrico y una mayor resistencia se mantiene, con un coeficiente de 467.482 y un valor p de 0.001.

Finalmente, en el Modelo Ajustado 4, se incluyen las variables diámetro de la falla y área simultáneamente, y aunque su inclusión simultánea no es significativa, se confirma que la fundición por arco eléctrico sigue estando asociada con un aumento en la resistencia a la compresión, con un coeficiente de 258.019 y un valor p de 0.008.

Estos resultados robustos y coherentes demuestran de manera concluyente que la técnica de fundición por arco eléctrico está asociada con una resistencia a la compresión significativamente mayor en modelos ajustados, incluso después de considerar otras variables relevantes. Este hallazgo es de gran importancia ya que proporciona una comprensión profunda y cuantitativa de los factores que influyen en la resistencia de los pernos colados.

La Tabla 5 destaca la fuerte asociación entre la técnica de fundición por arco eléctrico y una mayor resistencia a la compresión en modelos ajustados.

V. DISCUSIÓN

El resultado central de esta investigación revela una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la compresión entre dos técnicas de fundición de modelos dentales en la ciudad de Puno: la fundición por soplete y la fundición por arco eléctrico. Los modelos colados por arco eléctrico exhibieron una resistencia promedio significativamente mayor en comparación con los colados por soplete. Esta observación sugiere que la elección de la técnica de fundición puede tener un impacto significativo en la resistencia de los modelos dentales colados. (11)

Además del resultado central que destaca la diferencia significativa en la resistencia a la compresión entre las técnicas de fundición por soplete y fundición por arco eléctrico, este estudio desveló otros hallazgos de gran relevancia. En particular, se encontraron asociaciones estadísticamente significativas entre la resistencia a la compresión y dos variables específicas: el diámetro de la falla y el área del modelo dental colado. El análisis detallado reveló que un mayor diámetro de la falla se asoció negativamente con la resistencia a la compresión. Esto sugiere que a medida que el diámetro de la falla aumenta, la resistencia a la compresión tiende a disminuir. Este hallazgo plantea la importancia de la integridad estructural de la muestra, ya que defectos o imperfecciones en la superficie pueden debilitar la resistencia general. Por otro lado, el área del modelo dental colado también mostró una influencia significativa en la resistencia a la compresión. Esto indica que modelos dentales con un área mayor tienden a tener una mayor resistencia a la compresión. Esta asociación puede ser fundamental para la práctica clínica, ya que sugiere que la elección del tamaño del modelo dental podría influir en su durabilidad y capacidad de soportar cargas. Estos descubrimientos subrayan la complejidad de los factores que afectan la resistencia de los modelos dentales colados y resaltan la importancia de considerar tanto la técnica de fundición como las características específicas de la muestra en el diseño y la confección de modelos dentales colados. Además, proporcionan un terreno fértil para investigaciones adicionales que podrían explorar en detalle los mecanismos detrás de estas asociaciones y su aplicabilidad clínica en la odontología moderna.

Al comparar nuestras conclusiones con los estudios revisados, notamos algunas similitudes y diferencias significativas en los resultados y hallazgos. En el estudio de Ko KH (15), se investigaron los efectos del tratamiento térmico en una aleación Co-Cr fabricada mediante fusión láser selectiva (SLM). Aunque su enfoque difiere del nuestro en términos de técnica de fabricación, compartimos la importancia de comprender cómo los tratamientos térmicos afectan las propiedades de los materiales dentales. Al-Saleh S. et al. (16) compararon estructuras metálicas fabricadas con diferentes técnicas y evaluaron su ajuste marginal. Aunque su enfoque se diferencia del nuestro en términos de la técnica de fabricación, ambos estudios destacan la relevancia de la precisión en las restauraciones dentales. El estudio de Ahmadi E (17) se centró en comparar coronas PFM fabricadas con técnicas CAD/CAM y la técnica de cera perdida. Aunque su enfoque se encuentra en la adaptación marginal de las coronas, su investigación comparte la importancia de evaluar diferentes técnicas de fabricación en odontología. Gonzales E. (18) investigó la resistencia a la flexión de postes colados de NPG y postes de vidrio en un estudio in vitro. Aunque se centró en postes en lugar de modelos dentales, su estudio destaca la relevancia de las propiedades mecánicas en odontología, que también exploramos en nuestro trabajo. En el estudio de Gaidwak BS et al. (19), se compararon copas fabricadas por sinterización láser de metal y cera perdida en términos de ajuste marginal y adaptabilidad de la pared axial. Aunque su enfoque difiere de nuestro estudio en cuanto a los materiales y la aplicación, ambos destacan la importancia del ajuste en restauraciones dentales. El estudio de Yan X et al. (20) investigó los efectos de los tratamientos térmicos en aleaciones Co-Cr metal-cerámica SLM para prótesis dentales. Aunque su enfoque se centra en las propiedades mecánicas de los materiales, comparten con nosotros la atención en cómo los tratamientos térmicos afectan estas propiedades. Sarna-Bros K. et al. (8) compararon la técnica de galvanofonnación con la fundición tradicional en prótesis dentales. Aunque su enfoque difiere del nuestro en cuanto a la técnica de fabricación, ambos estudios resaltan la importancia de la adaptación marginal y la resistencia a la fractura en restauraciones dentales. Iiyama K. (21) investigó los efectos de las condiciones de fundición en las propiedades mecánicas de un material específico. Aunque su enfoque se centra en un material diferente,

comparten con nosotros la relevancia de las condiciones de fundición en las propiedades mecánicas. Bizar i Ramoneda (22) llevó a cabo un estudio que implicó una descripción detallada de diversas propiedades de aleaciones. Aunque su enfoque es más amplio que el nuestro, ambos estudios destacan la importancia de comprender las propiedades de los materiales utilizados en odontología. En resumen, estos estudios, realizados por investigadores de diferentes países y en diferentes momentos, aportan una comprensión más amplia del campo de la odontología y los materiales dentales. Nuestro estudio se suma a esta base de conocimiento al explorar específicamente la resistencia a la compresión de modelos dentales colados fundidos por arco eléctrico y por soplete, contribuyendo así al conocimiento en este ámbito específico.

Al evaluar las limitaciones de esta investigación, es esencial reconocer que la muestra utilizada en el estudio se restringió a la ciudad de Puno, lo que podría plantear ciertas restricciones en la generalización de los resultados a nivel regional o nacional. Esto se debe a que las condiciones geográficas, los materiales disponibles y las prácticas odontológicas pueden variar entre diferentes ubicaciones geográficas. Por lo tanto, es fundamental ejercer cautela al extrapolar los resultados de este estudio a otras regiones, ya que las condiciones contextuales pueden desempeñar un papel significativo en los resultados obtenidos.

Además, a pesar de los esfuerzos exhaustivos por controlar múltiples factores que podrían influir en la resistencia a la compresión, es importante reconocer que siempre existen variables no evaluadas que podrían haber influido en los resultados de manera inadvertida. (43) Estas variables no controladas pueden incluir factores individuales en los pacientes, variaciones en los procedimientos clínicos, o incluso diferencias en la calidad de los materiales utilizados. Es fundamental ser consciente de estas posibles influencias no identificadas y considerarlas al interpretar los resultados del estudio.

Sin embargo, es esencial destacar que estas limitaciones no deben desestimar la importancia de la diferencia sustancial en la resistencia observada entre las dos técnicas de fundición. A pesar de las restricciones geográficas y las variables no controladas, la magnitud de la diferencia y la robustez de los análisis

estadísticos subrayan la relevancia clínica de estos hallazgos. Estos resultados aún proporcionan una base sólida para tomar decisiones informadas en la práctica odontológica y para generar futuras investigaciones que aborden estas limitaciones y expandan nuestro conocimiento en esta área crucial de la odontología.

En contraste con las limitaciones mencionadas, este estudio presenta una serie de fortalezas que respaldan la validez y relevancia de sus hallazgos. En primer lugar, se llevó a cabo un riguroso análisis estadístico que incluyó técnicas de regresión, lo que permitió controlar y evaluar una variedad de factores que podrían influir en la resistencia a la compresión de los modelos dentales colados. El uso de técnicas estadísticas avanzadas aumenta la confiabilidad de los resultados y proporciona una base sólida para las conclusiones del estudio. (44)

Además, el tamaño de la muestra empleado en esta investigación fue adecuado y cuidadosamente calculado, lo que garantiza que los resultados sean estadísticamente significativos. La suficiente cantidad de datos recopilados permitió detectar diferencias significativas en la resistencia entre las técnicas de fundición estudiadas. Esta robusta base de datos refuerza la solidez de las conclusiones y aumenta la confianza en la generalización de los resultados en el contexto de la ciudad de Puno y posiblemente en otros lugares con condiciones similares.

Un aspecto fundamental de la fortaleza de este estudio radica en su contribución al campo de la odontología en la ciudad de Puno. Al identificar que la fundición por arco eléctrico se asocia con una resistencia a la compresión significativamente mayor en comparación con la fundición por soplete, este estudio proporciona una perspectiva valiosa para los profesionales de la odontología en la región. Esta información puede influir en las prácticas clínicas y promover la adopción de técnicas de fundición que mejoren la calidad y durabilidad de los modelos dentales colados, lo que a su vez podría beneficiar a los pacientes y mejorar los estándares de atención odontológica en la ciudad de Puno.

Esta investigación destaca la importancia de la técnica de fundición en la resistencia de los modelos dentales colados (45) y ofrece información valiosa para los profesionales de la odontología en la ciudad de Puno. A medida que se consideran futuras investigaciones, se recomienda explorar más a fondo las implicaciones clínicas de estos hallazgos y considerar la posibilidad de ampliar el estudio a nivel nacional. Esto permitirá una comprensión más completa de las mejores prácticas en la confección de modelos dentales colados y su impacto en la práctica odontológica.

VI. CONCLUSIONES

1. Se determinó la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico en la técnica de cera perdida. La resistencia obtenida presenta un valor promedio de 1891.5 kg/cm², con una desviación estándar de 439.472 kg/cm².
2. Se determinó la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por soplete en la técnica de cera perdida. La resistencia obtenida presenta un valor promedio de 1517.4 kg/cm², con una desviación estándar de 382.582 kg/cm².
3. Existe diferencia estadísticamente significativa entre la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por soplete comparado con la resistencia a la compresión de un modelo dental colado fundido por arco eléctrico.
4. En comparación con la fundición por soplete, la fundición por arco eléctrico está asociada con un aumento significativo en la resistencia a la compresión. En el análisis de regresión se registra un coeficiente de 374.07, con un intervalo de confianza del 95% que abarca desde 145.662 hasta 602.468, con un valor p resultante igual a 0.001.
5. Los modelos ajustados por diferentes factores como diámetro de la falla, área y peso del modelo demuestran de manera concluyente que la técnica de fundición por arco eléctrico está asociada con una resistencia a la compresión significativamente mayor. No obstante, solo el diámetro de la falla en micrómetros (coef. -1.875, IC95% [-2.563; -1.188], p<0.001) y área (coef. -7.415, IC95% [-10.129; -4.701], p<0.001) se mostraron significativos en los modelos lineales generalizados bivariados.

VII. RECOMENDACIONES

1. Dado que la fundición por arco eléctrico demostró una resistencia a la compresión significativamente mayor en comparación con la fundición por soplete, se podría recomendar que los profesionales odontológicos consideren preferentemente el uso de la técnica de cera perdida con arco eléctrico para la confección de modelos dentales colados en situaciones donde la resistencia es una preocupación importante.
2. Se recomienda investigaciones adicionales para analizar otros factores que podrían influir en la resistencia de los modelos dentales colados, como diferentes aleaciones, técnicas de colado o variables en la preparación de la muestra.
3. Se recomienda que los laboratorios dentales en la ciudad de Puno consideren la implementación de la fundición por arco eléctrico como una posible forma de mejorar la resistencia de los modelos dentales colados. Esto podría tener implicaciones prácticas en la calidad y durabilidad de las restauraciones dentales.
4. Se recomienda la importancia de la formación y la capacitación adecuada en la técnica de fundición por arco eléctrico para los profesionales dentales. Esto garantizará que se utilice de manera efectiva y segura, maximizando los beneficios en términos de resistencia.
5. Se recomienda evaluar si la fundición por arco eléctrico conlleva un costo significativamente menor en comparación con la fundición por soplete y, en caso afirmativo, recomienda un análisis económico para determinar si los beneficios en términos de resistencia justifican la inversión.

REFERENCIAS

1. Lamster IB, Eaves K. A Model for Dental Practice in the 21st Century. *Am J Public Health* [Internet]. 2011 [cited 2023 May 5];101(10):1825–30. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3222372/pdf/1825.pdf>
2. Dobrzański LA, Dobrzański LB, Dobrzańska-Danikiewicz AD, Dobrzańska J. The Concept of Sustainable Development of Modern Dentistry. *Processes* [Internet]. 2020 Dec 1 [cited 2023 May 6];8(12):1–86. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/The-Concept-of-Sustainable-Development-of-Modern-Dobrzański-Dobrzański/83cfb90c6c7c444f011093d7d601b95e4de69854>
3. Messer R, Wataha J. Dental Materials: Biocompatibility. *Encycl Mater Sci Technol* [Internet]. 2002 Jan 1 [cited 2023 May 5];1–10. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B008043152601843X>
4. Galo R, Rocha LA, Faria AC, Silveira RR, Ribeiro RF, De Mattos MDGC. Influence of the casting processing route on the corrosion behavior of dental alloys. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2014 Dec 1 [cited 2023 May 5];45:519–23. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0928493114006250?token=0491BC79001CA46A6F40AD4B7C0DAF8DF37BB7300AE91F49CE39DE3DD3AF272AA4C8B84B637F556D24BE0B36EAA7ED3C&originRegion=us-east-1&originCreation=20230505211754>
5. McCoy T. Lost wax casting technique for metal crown fabrication. *J Vet Dent* [Internet]. 2014 Jun 1 [cited 2023 May 5];31(2):126–32. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/089875641403100214?journalCode=jovb>
6. Joshi S, Sanyal PK, Patil JA. Effects of Casting Methods over the Composition Stability of the Dental Casting Alloy. *J Clin DIAGNOSTIC Res* [Internet]. 2022 [cited 2023 May 6];16(8):ZC16–21. Available from: https://www.jcdr.net//article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2022&month=August&volume=16&issue=8&page=ZC16-ZC21&id=16734

7. Requena S, Loarte M, Zelada C, Flores Y, Castillo D, Quintana M. Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con dos técnicas: cera pérdida colado por centrifugación convencional e inducción. *Rev Estomatológica Hered* [Internet]. 2019 Jan [cited 2023 May 4];29(1):39–48. Available from: <http://www.scielo.org.pe/pdf/reh/v29n1/a05v29n1.pdf>
8. Sarna-Bros K, Batyra A, Oleszek-Listopad J, Piorkowska-Skarabucha B, Borowicz J, Szymanska J. A comparison of the traditional casting method and the galvanofforming technique in gold alloy prosthetic restorations. *Curr Issues Pharm Med Sci* [Internet]. 2015 [cited 2023 May 5];28(3):196–9. Available from: <https://sciendo.com/pdf/10.1515/cipms-2015-0071>
9. Khoshnaw F, Krivtsun I, Korzhyk V. Arc welding methods. *Weld Met Mater* [Internet]. 2023 [cited 2023 May 5];37–71. Available from: <https://www.sciencedirect.com/topics/materials-science/arc-welding>
10. Moskal M, Migas P, Karbowniczek M. Multi-Parameter Characteristics of Electric Arc Furnace Melting. *Mater* 2022, Vol 15, Page 1601 [Internet]. 2022 Feb 21 [cited 2023 May 5];15(4):1601. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/15/4/1601>
11. Chaudhari R, Loharkar PK, Ingle A. Applications and challenges of arc welding methods in dissimilar metal joining. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2023 May 6];810(1):012006. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/810/1/012006>
12. Xu R, Ma S, Zhang M. Modeling of Electric Arc Furnace for Power Quality Analysis. 2022 IEEE 3rd China Int Youth Conf Electr Eng CIYCEE 2022 [Internet]. 2022 [cited 2023 May 6]; Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9958980>
13. Dentaurum. Sistema de colado: Autocast, universal (R) 230. Modo de empleo [Internet]. 2003 [cited 2023 May 5]. p. 1–90. Available from: <https://www.dentaurum.de/files/989-895-40.pdf>
14. Thompson GA, Luo Q, Hefti A. Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/ vacuum-pressure casting procedures. *J*

- Prosthet Dent [Internet]. 2013 Dec 1 [cited 2023 May 5];110(6):471–80. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S002239131300200X?via%3Dihub>
15. Ko KH, Kang HG, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Effects of heat treatment on the microstructure, residual stress, and mechanical properties of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2022 Feb 1 [cited 2023 May 5];126:105051. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S002239131830338X?token=AC378A0B0DE1CCEDD3D0C4D38D63040130B9A1249F8CF7BD6653A7A98E94BDF77BB4FFFC1DE86304029E4C12751A11DB&originRegion=us-east-1&originCreation=20230505145454>
 16. Al-Saleh S, Vohra F, Albogami S, Alkhammasg N, Alnashwan M, Almutairi N, et al. Marginal Misfit of 3D-Printed (Selective Laser Sintered), CAD-CAM and Lost Wax Technique Cobalt Chromium Copings with Shoulder and Chamfer Finish Lines: An In-Vitro Study. *Medicina (B Aires)* [Internet]. 2022 [cited 2023 May 5];58(1313):1–12. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9610473/pdf/medicina-58-01313.pdf>
 17. Ahmadi E, Hasani Tabatabaei M, Sadr S, Atri F. Comparison of the marginal discrepancy of PFM crowns in the CAD/CAM and lost-wax fabrication techniques by triple scanning. *Dent Med Prob* [Internet]. 2020 [cited 2023 May 5];57(4):417–22. Available from: <https://dmp.umw.edu.pl/pdf/2020/57/4/417.pdf>
 18. Gonzáles Riega EG. Comparación de la resistencia a la flexión entre un poste colado NPG y poste fibra de vidrio. Estudio in vitro [Internet]. [Lima]: Universidad Alas Peruanas; 2020 [cited 2023 May 4]. Available from: https://repositorio.uap.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12990/4895/Tesis_Resistencia_Flexión.pdf?sequence=1&isAllowed=y
 19. Gaikwad BS, Nazirkar G, Dable R, Singh S. Comparative evaluation of marginal fit and axial wall adaptability of copings fabricated by metal laser

- sintering and lost-wax technique: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* [Internet]. 2018 Jan [cited 2023 May 5];18(1):47–52. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5799969/pdf/JIPS-18-47.pdf>
20. Yan X, Lin H, Wu Y, Bai W. Effect of two heat treatments on mechanical properties of selective-laser-melted Co-Cr metal-ceramic alloys for application in thin removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun 1;119(6):1028.e1-1028.e6.
 21. Iiyama K, Doi H, Hanawa T. Effect of mold temperature on the mechanical durability of titanium casting clasp model. *Dent Mater J* [Internet]. 2009 [cited 2023 May 4];28(5):610–9. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/5/28_5_610/_pdf
 22. Bizar i Ramoneda J. Efecto de las variaciones térmicas durante la fusión de los colados en prótesis fija [Internet]. [Barcelona]: Universidad de Barcelona; 1999 [cited 2023 May 4]. Available from: https://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/1183/01.JBR_1de4.pdf?sequence=1&isAllowed=y
 23. Ho CY, Powell RW, Liley PE. Thermal Conductivity of the Elements. *J Phys Chem Ref Data* [Internet]. 1972 Apr 1 [cited 2023 May 5];1(2):279–421. Available from: <https://pubs.aip.org/aip/jpr/article/1/2/279/240991/Thermal-Conductivity-of-the-Elements>
 24. Marin E, Boschetto F, Pezzotti G. Biomaterials and biocompatibility: An historical overview. *J Biomed Mater Res Part A* [Internet]. 2020 Aug 1 [cited 2023 May 5];108(8):1617–33. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jbm.a.36930>
 25. Mejía Mosquera HF. Comparación del nivel de agrietamiento en cromo cobalto y cromo níquel a diferentes fuerzas de arenado [Internet]. [Riobamba]: Universidad Nacional de Chimborazo; 2020 [cited 2023 May 5]. Available from: http://dspace.unach.edu.ec/bitstream/51000/7161/1/TESIS_Henry_Fabrizio_Mejía_Mosquera-ODO.pdf
 26. Prasad K, Bazaka O, Chua M, Rochford M, Fedrick L, Spoor J, et al. Metallic

- Biomaterials: Current Challenges and Opportunities. Materials (Basel) [Internet]. 2017 Jul 31 [cited 2023 May 5];10(8):884. Available from: <https://www.mdpi.com/1996-1944/10/8/884>
27. da Silva LRR, Sales WF, Campos F dos AR, de Sousa JAG, Davis R, Singh A, et al. A comprehensive review on additive manufacturing of medical devices. Prog Addit Manuf 2021 63 [Internet]. 2021 May 4 [cited 2023 May 5];6(3):517–53. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s40964-021-00188-0>
 28. Restrepo-Echavarria A, Trujillo-R. J. Aleaciones metálicas. Rev Fac Odontol Univ Antioquia [Internet]. 1990 [cited 2023 May 5];1(2):30–40. Available from: <https://revistas.udea.edu.co/index.php/odont/article/view/23795>
 29. Giraldo-R. OL. Metales y aleaciones en odontología. Rev Fac Odontol Univ Antioquia [Internet]. 2004 [cited 2023 May 5];15(2):53–63. Available from: <https://revistas.udea.edu.co/index.php/odont/article/view/3244>
 30. Lazić V, Stamenković D, Todorović A, Rudolf R, Anžel I. Investigation of mechanical and biomedical properties of new dental alloy with high content of Au. Metalurgija [Internet]. 2008 [cited 2023 May 6];14:121–34. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/Investigation-of-mechanical-and-biomedical-of-new-Lazić-Stamenković/37d030f6722c5b36a3bd083c4c36d5a45b13950a>
 31. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. J Adv Prosthodont [Internet]. 2014 Apr 22 [cited 2023 May 5];6(2):138–45. Available from: <https://synapse.koreamed.org/articles/1054174>
 32. Dobrzanski LB, Achteлик-Franczak A, Dobrzanska J, Dobrzanski LA. Comparison of the Structure and Properties of the Solid Co-Cr-W-Mo-Si Alloys Used for Dental Restorations CNC Machined or Selective Laser-Sintered. Mater Perform Charact [Internet]. 2020 Sep 22 [cited 2023 May 6];9(4):556–78. Available from: <https://www.astm.org/mpc20200023.html>
 33. Dikova T, Dikova T. Properties of Co-Cr Dental Alloys Fabricated Using

- Additive Technologies. Biomater Regen Med [Internet]. 2017 Dec 20 [cited 2023 May 6]; Available from: <https://www.intechopen.com/chapters/56100>
34. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent [Internet]. 2000 Feb 1 [cited 2023 May 5];83(2):223–34. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391300800165>
 35. Casas Terrón J. Análisis del comportamiento de las restauraciones de circona monolítica en comparación con las de metal-cerámica y las de circona-porcelana [Internet]. [Valencia]: Universidad de Valencia. Facultad de Medicina y Odontología.; 2015 [cited 2023 May 5]. Available from: <https://core.ac.uk/download/pdf/71048725.pdf>
 36. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. Quintessence Int (Berl) [Internet]. 2007 Oct [cited 2023 May 5];38(9):733–43. Available from: https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/85694674/unige_84742_attachment01-libre.pdf?1652029970=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DBiomechanical_considerations_for_the_res.pdf&Expires=1683349106&Signature=fPjSUA0F-aKPhTBKS29Kxax7FqFNOYtiwB277
 37. Dobrzański LA, Dobrzański LB. Dentistry 4.0 Concept in the Design and Manufacturing of Prosthetic Dental Restorations. Process 2020, Vol 8, Page 525 [Internet]. 2020 Apr 29 [cited 2023 May 5];8(5):525. Available from: <https://www.mdpi.com/2227-9717/8/5/525>
 38. Knosp H, Holliday RJ, Corti CW. Gold in dentistry: Alloys, uses and performance. Gold Bull [Internet]. 2003 [cited 2023 May 5];36(3):93–102. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF03215496>
 39. Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología. Reglamento de calificación, clasificación y registro de los investigadores del sistema nacional de ciencia, tecnología e innovación tecnológica - Reglamento RENACYT [Internet]. 2018 p. 1–12. Available from:

https://portal.concytec.gob.pe/images/renacyt/reglamento_renacyt_version_final.pdf

40. Hernández Sampieri R, Fernández Collado C, Baptista Lucio M del P. Metodología de la Investigación. México D.F.: Mc Graw Hill / Interamericana Editores; 2014. 1–634 p.
41. Gómez Muñoz JA. Diferencia del grado de contracción entre el acrílico de curado rápido y Duralay en la toma de impresión directa para pernos colados en dientes naturales extraídos, Arequipa 2018 [Internet]. Universidad Católica Santa María; 2019. Available from: <https://repositorio.ucsm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12920/9651/9E.0423.DR.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
42. Argimon Pallás J, Jiménez Villa J. Ética e investigación. In: Métodos de investigación clínica y epidemiológica. Cuarta. Barcelona: Elsevier España; 2013. p. 15–25.
43. Aljerf L, AlHamwi B. Up-To-Date Methods Used in Dental Materials Designs. Mathews J Dent [Internet]. 2018;3(1):1–4. Available from: <https://www.mathewsoopenaccess.com/scholarly-articles/up-to-date-methods-used-in-dental-materials-designs.pdf>
44. Ram M, Pham H, editors. Advances in Reliability Analysis and its Applications [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2020. (Springer Series in Reliability Engineering). Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-030-31375-3>
45. Gatin E, Luculescu C, Birjega R, Barna E. Importance of the Casting Process. Comparative Survey of the Commonly Used Ni-Cr Dental Alloys. Part Sci Technol [Internet]. 2013 Nov 2;31(6):663–7. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02726351.2013.785452>
46. Biblioteca Virtual de Salud. Fuerza compresiva [Internet]. Descriptores en Ciencias de la Salud. 2008. p. 1. Available from: [https://decs.bvsalud.org/es/ths/resource/?id=33168&filter=ths_termall&q=compression resistance](https://decs.bvsalud.org/es/ths/resource/?id=33168&filter=ths_termall&q=compression+resistance)

47. Sullivan KM. Documentation for Sample Size for a Proportion [Internet]. 2003.
Available from: <https://www.openepi.com/PDFDocs/SSProporDoc.pdf>

ANEXOS

Anexo 1. Matriz de operacionalización de variables

Variables	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensión	Indicadores	Escala de medición
Resistencia a la compresión (variable dependiente)	Capacidad de un objeto para resistir la deformación bajo una carga aplicada. (46)	Capacidad de un perno colado para resistir la deformación bajo una carga aplicada.	-	Kg/cm ²	Razón
Técnica de fundición para colado de metal (variable independiente)	Procedimiento mediante el cual se funde el metal. (34)	Procedimiento mediante el cual se funde el metal en la técnica de cera perdida.	-	Poste NPG colado obtenido por fundición por arco eléctrico Poste NPG colado obtenido por fundición por soplete.	Nominal

Anexo 2. Cálculo de tamaño de muestra

La muestra estuvo conformada por 50 pernos colados (25 por cluster), la misma que fue hallada mediante un software Epi Info™ versión en español 7.2.5.0., según la formula (47) siguiente:

$$n = deff \times \frac{N\hat{p}\hat{q}}{\frac{d^2}{1.96^2} + (N - 1) + \hat{p}\hat{q}}$$

Dónde:

n = tamaño de muestra

$deff$ = diseño de efecto

N = tamaño de la población

d = error marginal

\hat{p} = proporción estimada

$\hat{q} = 1 - \hat{p}$

Así con un nivel de confianza de 95%, un diseño de efecto de 1, una población de 133, una proporción estimada de 50.0%, un error marginal de 5% y dos clusters resulta un tamaño de muestra de 50 pernos, 25 por cluster.

Anexo 3. Instrumento de Recolección de Datos



UNIVERSIDAD CÉSAR VALLEJO

DATOS DE LA MUESTRA

MATERIAL:	PERNO DENTAL COLADO	CANTIDAD DE MUESTRAS:	50
------------------	---------------------	------------------------------	----

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE ESPECÍMENES DENTALES

Muestra Nro	Estructura	Descripción	Fecha Rotura	Diámetro de falla (cm)	Área (cm ²)	Carga Máx. (KN.)	Carga Máx. (Kg.)	Carga Máx. Promed. (Kg.)	Resistencia Obtenido (Kg./cm ²)	Resist. Promed. (Kg/cm ²)	Peso (gr.)
001 - A											
002 - A											
003 - A											
(...)											
050 - A											

Anexo 4. Informe de ensayo de resistencia a la compresión



INFORME DE ENSAYO
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN
ASTM D695

Código : F - 001
Versión : 3.0
Aprobado : Ene-21
Página : 01 de 02

DATOS GENERALES

PROYECTO: COMPARACIÓN DEL ARCO ELÉCTRICO CON LA FUNDICIÓN POR SOPLETE EN LA TÉCNICA DE CERA PERDIDA PARA EL PROTOCOLO DE PERNO DENTAL COLADO, PUNO, 2023

UBICACIÓN: PUNO - PUNO - PUNO

SOLICITANTE: VÍCTOR HUGO GONZALO QUISPE MAMANI

CÓDIGO CLIENTE: C - 0283-23

REGISTRO: E-0001-23

FECHA DE ROTURA: 14-Sep-23

DATOS DE LA MUESTRA

MATERIAL: PERNO DENTAL COLADO

CANTIDAD DE MUESTRAS: 25

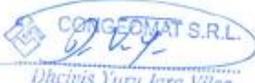
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE ESPECIMENES DENTALES

Muestra No.	Estructura	Descripción	Fecha Rotura	Diámetro de base (cm)	Área (cm ²)	Carga Máx. (KN)	Carga Máx. (Kg.)	Carga Máx. Promed. (Kg.)	Resistencia a Compresión (Kg/cm ²)	Resist. Promed. (Kg/cm ²)	Peso (gr.)
001 - A	PERNO DENTAL COLADO	FUNDICIÓN POR SOPLETE	14-Sep-23	0.155	0.0189	0.30	27.8	30.07	1487.40	1517.44	0.52
002 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.30	26.9		1322.23		0.50
003 - A			14-Sep-23	0.180	0.0264	0.30	30.6		1302.60		0.53
004 - A			14-Sep-23	0.135	0.0143	0.30	26.6		1858.34		0.6
005 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.30	30.3		1714.63		0.52
006 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.20	21.6		1222.31		0.52
007 - A			14-Sep-23	0.155	0.0189	0.40	42.9		2273.66		0.54
008 - A			14-Sep-23	0.165	0.0214	0.30	33.8		1880.73		0.51
009 - A			14-Sep-23	0.140	0.0154	0.20	25.1		1630.53		0.53
010 - A			14-Sep-23	0.170	0.0227	0.30	38.6		1560.42		0.50
011 - A			14-Sep-23	0.145	0.0183	0.40	36.0		2180.50		0.54
012 - A			14-Sep-23	0.190	0.0294	0.30	36.7		941.70		0.57
013 - A			14-Sep-23	0.155	0.0189	0.20	26.2		1335.51		0.52
014 - A			14-Sep-23	0.180	0.0201	0.40	36.6		1816.38		0.52
015 - A			14-Sep-23	0.160	0.0201	0.25	25.2		1253.38		0.55
016 - A			14-Sep-23	0.145	0.0185	0.30	32.3		1996.04		0.54
017 - A			14-Sep-23	0.165	0.0214	0.30	27.9		1304.81		0.56
018 - A			14-Sep-23	0.165	0.0209	0.20	24.4		907.73		0.52
019 - A			14-Sep-23	0.185	0.0269	0.30	28.3		1052.82		0.53
020 - A			14-Sep-23	0.175	0.0241	0.30	27.7		1181.53		0.5
021 - A			14-Sep-23	0.180	0.0234	0.30	31.4		1233.94		0.52
022 - A			14-Sep-23	0.145	0.0185	0.20	23.6		1429.18		0.52
023 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.40	39.4		2329.68		0.54
024 - A			14-Sep-23	0.180	0.0201	0.30	34.7		1728.84		0.55
025 - A			14-Sep-23	0.17	0.0227	0.30	31.5		1387.79		0.53

PROMEDIO	30.07	1.517.44	0.53
DESV. ESTÁNDAR	5.30	382.26	0.02
COEF. DE VARIACIÓN	0.18	0.25	0.03



CONGEMAT S.R.L.
Juba Perty Paricuyua Tintaya
ING. DE SUELOS Y PAVIMENTOS



CONGEMAT S.R.L.
Dhevis Yury Jara Vilca
ING. DE SUELOS Y PAVIMENTOS
CIP N° 210862

Los resultados de este informe corresponden únicamente y exclusivamente a la muestra ensayada. Está prohibido la reproducción parcial de este documento sin la autorización escrita de CONGEMAT S.R.L., salvo que la reproducción sea en su totalidad.

contacto@congeomat.com
Telf.: (051) 405295
Cel.: (+51) 997164766 - 951404988

CONSULTORES EN GEOTECNIA Y MATERIALES S.R.L.
Jullaca: Jr. 16 de diciembre Mtz. A Lote 30, Salida Huancané
RUC:20606413263





INFORME DE ENSAYO
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN
ASTM D695

Código : F - 001
 Versión : 3.0
 Aprobado : Ene-21
 Página : 01 de 02

DATOS GENERALES

COMPARACIÓN DEL ARCO ELÉCTRICO CON LA FUNDICIÓN POR SOPLETE EN LA TÉCNICA DE CERA PERDIDA PARA EL PROTOCOLO DE PERNO DENTAL COLADO, PUNO, 2023. **CÓDIGO CLIENTE:** C - 0283-23
REGISTRO: E-0002-23
UBICACIÓN: PUNO - PUNO - PUNO **FECHA DE ROTURA:** 14-Sep-23
SOLICITANTE: VÍCTOR HUGO GONZALO QUISPE MAMANI

DATOS DE LA MUESTRA

MATERIAL: PERNO DENTAL COLADO **CANTIDAD DE MUESTRAS:** 25

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE ESPECÍMENES DENTALES

Muestra Nro.	Estructura	Descripción	Fecha Rotura	Diámetro de tabla (mm)	Área (mm ²)	Carga Máx. (Kg.)	Carga Máx. (Kp.)	Carga Máx. Promed. (Kg.)	Resistencia a Compresión (Kg./cm ²)	Resist. Promed. (Kg/cm ²)	Peso (gr.)
001 - A	PERNO DENTAL COLADO	FUNDICIÓN POR ARCO ELÉCTRICO	14-Sep-23	0.160	0.0201	0.50	47.8	35.14	2377.38	1801.51	0.54
002 - A			14-Sep-23	0.145	0.0165	0.20	24.1		1489.46		0.65
003 - A			14-Sep-23	0.165	0.0180	0.30	34.8		1644.28		0.58
004 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.40	42.9		2427.84		0.59
005 - A			14-Sep-23	0.145	0.0165	0.40	44.1		2679.82		0.56
006 - A			14-Sep-23	0.135	0.0143	0.30	36.3		2466.14		0.55
007 - A			14-Sep-23	0.170	0.0227	0.30	33.6		1480.31		0.54
008 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.30	28.1		1479.98		0.58
009 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.40	36.0		2150.36		0.53
010 - A			14-Sep-23	0.140	0.0154	0.40	41.0		2083.41		0.58
011 - A			14-Sep-23	0.120	0.0177	0.30	28.9		1635.41		0.63
012 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.30	31.8		1799.61		0.50
013 - A			14-Sep-23	0.150	0.0177	0.40	42.7		2456.33		0.52
014 - A			14-Sep-23	0.155	0.0189	0.30	28.2		1388.51		0.59
015 - A			14-Sep-23	0.155	0.0189	0.30	30.3		1605.79		0.57
016 - A			14-Sep-23	0.140	0.0154	0.30	29.7		1929.35		0.54
017 - A			14-Sep-23	0.170	0.0227	0.30	33.7		1484.71		0.33
018 - A			14-Sep-23	0.165	0.0214	0.40	41.0		1917.46		0.58
019 - A			14-Sep-23	0.170	0.0227	0.40	40.5		1784.30		0.49
020 - A			14-Sep-23	0.165	0.0214	0.30	35.1		1641.53		0.60
021 - A			14-Sep-23	0.160	0.0201	0.30	28.0		1293.13		0.60
022 - A			14-Sep-23	0.190	0.0254	0.30	28.0		1139.63		0.59
023 - A			14-Sep-23	0.170	0.0227	0.50	47.1		2075.67		0.57
024 - A			14-Sep-23	0.145	0.0165	0.40	36.3		2199.27		0.52
025 - A			14-Sep-23	0.145	0.0165	0.30	32.4		1962.09		0.56

PROMEDIO	35.14	1.891.51	0.56
DESV. ESTÁNDAR	5.86	439.47	0.03
COEF. DE VARIACIÓN	0.25	0.23	0.09

CONGEOMAT S.R.L.
 John Percy Paricahu Tintaya
 I+D DE SUELOS Y PAVIMENTOS

CONGEOMAT S.R.L.
 Victor Hugo Gonzalo Quispe Mamani
 I+D DE SUELOS Y PAVIMENTOS
 CIP: N° 210662

Los resultados de este informe corresponden única y exclusivamente a la muestra ensayada. Está prohibido la reproducción parcial de este documento sin la autorización escrita de CONGEOMAT S.R.L. salvo que la reproducción sea en su totalidad.

contacto@congeomat.com
 Telf.: (051) 405295
 Cel.: (+51) 997164766 - 951404988

CONSULTORES EN GEOTECNIA Y MATERIALES S.R.L.
 Juliaca: Jr. 16 de diciembre Mz. A Lote 30, Salida Huancané
 RUC:20606413263



Anexo 5. Aprobación por el Comité de Ética UCV



Universidad César Vallejo

COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN DE
LA ESCUELA DE ESTOMATOLOGÍA

Oficio del Comité de Ética en Investigación de la Escuela de Estomatología N°044-2023-/UCV/P

Piura, 27 de julio de 2023

CONSIDERANDO:

Que, por solicitud, del docente Dr. Luis Alexander Orrego Ferreyros solicita se le de conformidad al proyecto de investigación de autoría de Víctor Hugo Gonzalo Quispe Mamani, de conformidad con el cumplimiento con el artículo 43º del Reglamento de trabajos conducentes a grados y títulos aprobado por Resolución de Consejo Universitario N° 0128-2023/UCV.

Que en virtud de la Resolución de Vicerrectorado de Investigación N° 276-2022-VI-UCV de fecha 22 de julio del 2022, se aprueba la actualización del PROTOCOLO PARA REVISIÓN DE LOS PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN POR PARTE DEL COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN que tiene por objetivo su aplicación obligatoria en las investigaciones que contemplan diseños experimentales cuya unidad de análisis sean personas, organizaciones o muestras biológicas de origen humano y que sean patrocinados y conducidos por algún docente o estudiante de las Facultades, Escuela de Postgrado, Centros de Investigación y Establecimientos de Salud administrado por la Universidad César Vallejo.

Que, en el presente caso, después de la evaluación del expediente presentado por el (la) alumno (a), investigador(a)/docente, el Comité de Ética en Investigación de la Escuela de Estomatología designado por Resolución de Vicerrectorado de Investigación N° 010-2023-VI-UCV de fecha 24 de enero del 2023, considera que el proyecto de investigación cumple con las disposiciones dadas, por tal motivo es procedente su aprobación.

Estando a las razones expuestas y de conformidad con el Reglamento del Comité de Ética en Investigación de la Escuela de Estomatología.

SE RESUELVE:

PRIMERO: DAR DICTAMEN DE FAVORABLE el proyecto de investigación titulado: "Comparación del Arco Eléctrico con la Fundición por Soplete en la Técnica de Cera Perdida para el Protocolo de Perno Dental Colado, Puno, 2023"

SEGUNDO: DAR cuenta a Vicerrectorado de Investigación

REGÍSTRESE, COMUNÍQUESE Y ARCHÍVESE

DR. Edward Demer Infantes Ruiz
Presidente del Comité de Ética de Investigación
de la Escuela de Estomatología



Anexo 6. Carta de presentación de la UCV



"Año de la Unidad, Paz y Desarrollo"

Piura, 15 de mayo de 2023

CARTA DE PRESENTACIÓN N° 016-2023/UCV-EDE-P13-F01/PIURA

DC.
OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA
DIRECTOR DEL CENTRO ODONTOLÓGICO O'DENT PUNO
Av. La Torre, N° 414, Puno (Segundo Piso), Puno, Perú, 21001
Presente. -

Asunto: Autorizar la ejecución del proyecto de investigación de bachilleres de la Universidad César Vallejo - Escuela de Estomatología

De mi mayor consideración:

Es muy grato dirigirme a usted, para saludarlo muy cordialmente en nombre de la Universidad CesarVallejo - Filial Piura y en el mío propio, deseándole la continuidad y éxitos en la gestión que viene desempeñando.

A su vez, la presente tiene como objetivo solicitar su autorización, a fin de que la Bach. **Victor Hugo Gonzalo Quispe Mamani** del Programa de Titulación para universidades no licenciadas, Taller de Elaboración de Tesis de la Escuela Académica Profesional de Estomatología, pueda ejecutar su investigación titulada "COMPARACIÓN DEL ARCO ELÉCTRICO CON LA FUNDICIÓN POR SOPLETE EN LA TÉCNICA DE CERA PÉRDIDA PARA EL PROTOCOLO DE PERNO DENTAL COLADO, PUNO 2023", en la institución que pertenece a su digna Dirección; agradeceré se le brinden las facilidades correspondientes.

Sin otro particular, me despido de Usted, no sin antes expresar los sentimientos de mi especial consideración personal.

Atentamente,



Mg. Eric Giancarlo Becerra Atoche
Director Escuela de Estomatología

C.C.

Anexo 7. Carta de autorización para ejecución de investigación



AUTORIZACIÓN

DC. OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA
DIRECTOR DEL CENTRO ODONTOLÓGICO Y LABORATORIO DENTAL O'DENT

Puno 23 de mayo de 2023

A quién pueda interesar

Yo, OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA, Odontólogo, con número de identidad 46752061, RUC N°10467520615. AUTORIZO – a VÍCTOR HUGO GONZALO QUISPE MAMANI, Bachiller, con número de identidad 46711998, para la ejecución del proyecto de investigación de bachilleres de la Universidad César Vallejo - Escuela de Estomatología "COMPARACIÓN DEL ARCO ELÉCTRICO CON LA FUNDICIÓN POR SOPLETE EN LA TÉCNICA DE CERA PÉRDIDA PARA EL PROTOCOLO DE PERNO DENTAL COLADO, PUNO 2023 en las instalaciones de laboratorio dental O'dent Puno.

Con esta carta, VÍCTOR HUGO GONZALO QUISPE MAMANI podrá:

- Hacer uso de las áreas de laboratorio (durante el proceso de su investigación)
- Hacer uso del nombre de la clínica (O'dent) para la publicación de la tesis.
- Ser supervisado por el doctor OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA y personal de laboratorio.
- hacer mención de los nombres y aportes a la investigación del personal involucrado.
- y cualquier otra actividad relacionada a la investigación.

La validez de esta carta comenzará a partir de la emisión de este documento. Y no tendrá vencimiento, a menos que se envíe otra carta a esta entidad que la revoque, siempre que sea con acuse de recibido o por medio de una notificación notarial.

En Puno 23 de mayo de 2023.

DC. OSCAR RAÚL CHARA HUAYLLAPUMA
DIRECTOR DEL CENTRO ODONTOLÓGICO
Y LABORATORIO DENTAL O'DENT PUNO