INSTITUTO SUPERIOR TECNOLÓGICO

SAN ANTONIO

Escuela de Ciencias de la Salud

Desarrollo de un protocolo de las técnicas de colado tradicional y sinterizado de metal para la elaboración de prótesis dentales fijas, en el Instituto Tecnológico TESA en Quito, 2026.

Yerson David Sánchez Rincón

Carrera Aparatología Dental

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito para la obtención del título de Tecnólogo Superior en Aparatología Dental

Quito, 27 de mayo de 2026

INSTITUTO SUPERIOR TECNOLÓGICO SAN ANTONIO

Escuela de ciencias de la salud

HOJA DE CALIFICACIÓN DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA

Desarrollo de un protocolo de las técnicas de colado tradicional y sinterizado de metal para la elaboración de prótesis dentales fijas, en el Instituto Tecnológico TESA en Quito, 2026.

Yerson David Sánchez Rincón

José Luis Miranda Valarezo, T.P.D

Quito, 27 de mayo del 2026

Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales del Instituto Superior Tecnológico San Antonio TESA, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual TESA, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a TESA para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad con lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Nombres y apellidos: Yerson David Sánchez Rincón

Código estudiante: 4970

Cédula de identidad: 1758017998

Lugar y fecha: Quito, mayo de 2026

Aclaración para Publicación

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, pese a estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en ttp://bit.ly/COPETheses.

Unpublished Document

Note: The following capstone project is available through Instituto Superior Tecnológico San Antonio TESA institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around these publishing available on http://bit.ly/COPETheses.

Dedicatoria

A mi amada hija, Raphaela Sánchez, quien llegó a mi vida para transformarlo todo. Eres la razón principal de cada uno de mis desvelos y el motor que impulsó mi voluntad cuando el cansancio parecía ganar la batalla. Cada página de esta tesis lleva impreso el deseo de entregarte un futuro mejor y de demostrarte, con el ejemplo, que no existen metas inalcanzables cuando se trabaja con el corazón. Espero que, al leer esto en el futuro, sepas que tu fuiste la luz que guió mi camino hacia esta meta.

A mis padres, por ser el apoyo sólido sobre el cual he construido mi vida. Gracias por los sacrificios silenciosos, por las palabras de aliento en los momentos de duda y por haberme brindado las herramientas necesarias para enfrentar los desafíos del mundo. Este logro no es solo mío, sino también de ustedes; su amor y sus valores son la esencia de todo lo que he alcanzado. Gracias por creer en mis sueños.

A mi compañera de vida y mi apoyo incondicional. Gracias por estar junto a mí en este camino lleno de retos, por tu paciencia durante mis horas de estudio. Tú eres el equilibrio que siempre necesité para mantenerme firme; gracias por comprender mis ausencias en algunas reuniones importantes para ti en las que no pude estar, por celebrar mis pequeños logros y por empujarme a ser una mejor versión de mí cada día.

Gracias a todos ustedes, quienes conforman mi hogar, les dedico con mucho amor este gran paso importante en mi vida profesional.

Agradecimiento

En primer lugar, quiero agradecer a Dios y a la vida por permitirme llegar a esta fase de mi formación profesional, dándome la salud y las fortalezas suficientes para superar cada obstáculo que se presentó en el camino.

También quiero agradecer al Instituto Tecnológico San Antonio, por haberme abierto las puertas y permitirme formar parte de una comunidad académica. Sus aulas y laboratorios no solo fueron espacios de aprendizaje, sino el entorno donde se formó mi carácter y mi crecimiento profesional. Agradezco la oportunidad de haber contado con los recursos necesarios para llevar a cabo este proyecto.

Un agradecimiento especial a mi tutor José Miranda y a mis docentes Luis Muñoz y Juan Aguilar, quienes con su guía, paciencia y generosidad compartieron sus sugerencias y conocimientos conmigo. Sus correcciones fueron fundamentales para poder lograr este proyecto. Gracias por inspirarme a buscar siempre la perfección e ir mejorando cada día más en lo que haga.

A mis compañeros y amigos, Solange, Mauricio, Ángela, Andrés, Derian, con quienes compartí momentos de estudio, intercambios de ideas y momentos de apoyo. El compañerismo que vivimos en esta etapa académica hizo que el aprendizaje fuera mucho más fructífero.

Por último, agradezco a todas aquellas personas que creyeron en mí, en mis capacidades, gracias por su tiempo y sus palabras de aliento. Este logro profesional es también el resultado de todas esas personas que se sumaron a mí.

Resumen

El presente proyecto se centra en el desarrollo de un protocolo técnico estandarizado para la fabricación de cofias metálicas, integrando tanto la técnica de colado tradicional como el innovador sistema de sinterizado de metal por láser. Esta iniciativa responde a la necesidad de optimizar los procesos formativos y productivos de técnicos y docentes de laboratorio TESA, en Quito, proporcionando herramientas didácticas y metodológicas ante las dificultades detectadas en la práctica convencional y la creciente demanda de tecnologías digitales. La investigación se fundamenta en un enfoque mixto con un diseño aplicado, descriptivo y no experimental. El estudio articula la fundamentación teórica con la experimentación clínica en laboratorio. Para garantizar la validez del protocolo, se implementaron instrumentos de recolección de datos como encuestas de satisfacción, observación directa del flujo de trabajo y registros fotográficos exhaustivos para el análisis de resultados. El manual integra de manera híbrida flujos de trabajo convencionales y digitales, abarcando desde el escaneo y diseño asistido por computadora hasta el uso de aleaciones de cromo-cobalto mediante técnicas de colado tradicional y sinterizado. Estos procedimientos aseguran una precisión marginal óptima y un sellado biológico adecuado. Los resultados obtenidos reflejan una valoración altamente positiva por parte de los expertos, quienes destacaron la claridad instruccional y la aplicabilidad práctica del documento. En conclusión, el protocolo se consolida como una herramienta viable, eficiente y lista para ser implementada con éxito en el entorno profesional y académico.

Palabras clave: Cofias metálicas, colado tradicional, sinterizado de metal, protocolo técnico, tecnología digital, laboratorio dental.

Abstract

This project focuses on the development of a standardized technical protocol for the fabrication of metal copings, integrating both traditional casting techniques and the innovative laser metal sintering system. The initiative responds to the need to optimize training and production processes for technicians and instructors at the TESA laboratory in Quito by providing didactic and methodological tools that address the challenges identified in conventional practice and the increasing demand for digital technologies. The research was conducted using a mixed-methods approach with an applied, descriptive, and non-experimental design. The study combined theoretical foundations with clinical experimentation carried out in the laboratory environment. To ensure the validity of the proposed protocol, various data collection instruments were implemented, including satisfaction surveys, direct observation of workflow processes, and comprehensive photographic documentation for result analysis. The protocol integrates conventional and digital workflows in a hybrid manner, encompassing procedures from scanning and computer-aided design to the use of cobalt-chromium alloys through traditional casting and laser sintering techniques. These procedures contribute to achieving optimal marginal precision and appropriate biological sealing. The findings revealed a highly positive evaluation from experts, who highlighted the protocol's instructional clarity, practical applicability, and organizational value. In conclusion, the protocol has proven to be a viable and efficient tool with strong potential for successful implementation in both professional and academic settings, while also contributing to the modernization and standardization of dental laboratory practices.

Keywords: Metal copings, traditional casting, metal sintering, technical protocol, digital technology, dental laboratory.

Tabla de Contenidos

Resumen....7

Abstract....8

Tabla de Contenidos....9

Capítulo I Introducción....17

1.1 Planteamiento del Problema....17

1.2 Justificación....18

1.3 Alcance......19

1.4 Objetivos General y Específicos....20

1.4.1 Objetivo General....20

1.4.2 Objetivos Específicos....20

Capítulo II Marco Teórico....21

2.1 Marco Conceptual....23

2.2.1. Prótesis Fija....23

2.2.2. Clasificación de Prótesis Fija....23

2.2.3. Cofias Metálicas Dentales....25

2.2.4. Función Protésica de la Cofia....25

2.2.5. Requisitos Técnicos....26

2.2.6. Ajuste....28

2.2.7. Precisión....28

2.2.8. Resistencia....29

2.2.9. Materiales Metálicos en la Aparatología Dental....29

2.2.10. Aleaciones Aplicadas en Prótesis Fija....30

2.2.11. Clasificación por Nobleza y Composición....30

2.2.12. Resistencia Mecánica y Estabilidad Dimensional....31

2.2.13. Biocompatibilidad y Resistencia a la Corrosión 32

2.2.14. Microestructura y Porosidad Superficial 33

2.2.14.1. Microestructuras 33

2.2.14.2. Porosidad Superficial 34

2.2.15. Concepto de Proceso Productivo en Aparatología Dental 35

2.2.16. Etapas del Proceso Productivo 35

2.2.17. Recursos Utilizados 36

2.2.18. Control de Calidad 37

2.2.19. Técnica de Colado 38

2.2.20. Técnica de Cera Perdida 38

2.2.21. Ventajas y Desventajas 39

2.2.22.Técnica de Sinterizado de Metal 39

2.2.23. Fusión Selectiva por Láser 41

2.2.24. Limitaciones del Sinterizado 40

2.2.25. Tecnología Digital 40

2.2.26. Sistemas de Escaneo Dental 41

2.2.27. Técnicas de Diseño de Cofias Metálicas Dentales 41

2.2.28. Compensación Digital de la Contracción del Metal 41

Capítulo III Marco Metodológico 42

3.1 Tipo de Investigación 42

3.2 Tipo de Enfoque 42

3.3 Herramientas Metodológicas 43

3.4 Técnicas 43

3.5 Estudios Iniciales 43

3.5.1 Criterios de Inclusión y Exclusión 43

3.5.2 Muestreo 44

3.5.3 Encuesta Inicial 44

3.6 Desarrollo del Protocolo Técnico Para la Elaboración de Cofias Metálicas Dentales Mediante el Proceso de Colado Tradicional y Sinterizado de Metal 45

3.6.1 Confección de Modelos 45

3.6.2 Técnica Manual para la Elaboración de una Cofia Dental Metálica 47

3.6.3 Técnica Digital para la Elaboración de una Cofia Dental Metálica 53

Capítulo IV Resultados y Discusión 76

4.1 Análisis e Interpretación de Resultados 76

4.1.1 Resultados Obtenidos en la Encuesta Inicial 76

4.1.2 Validación por Expertos / Focus Group 81

4.1.3 Matriz de Validación del Producto 90

4.2 Discusión de Resultados 91

Conclusiones y Recomendaciones 93

Conclusiones 93

Recomendaciones 94

Referencias Bibliográficas 95

ANEXO A. ENCUESTA INICIAL 98

ANEXO B. ENCUESTA FOCUS GROUP 102

ANEXO C. PRESENTACIÓN DE MANUAL 105

Índice de Tablas

Tabla 1 . Criterios de inclusión y de exclusión.....44

Tabla 2. Título: Matriz de validación 90

Índice de Figuras

Figura 1 Angulo de convergencia 26

Figura 2 Altura del muñón 27

Figura 3 Curvatura de la línea de terminación 27

Figura 4 Vaciado de Impresiones 46

Figura 5 Preparación de Muñón 47

Figura 6 Troquelado 48

Figura 7 Despeje de Margen 48

Figura 8 Encerado y Calibrado 49

Figura 9 Colocación de Bebederos 49

Figura 10 Vaciado de Revestimiento 50

Figura 11 Fundición de Metal 51

Figura 12 Posicionamiento del Cilindro 51

Figura 13 Liberación Segura de la Centrifuga 52

Figura 14 Liberado y Arenado 52

Figura 15 Calibrado y Pulido Final 53

Figura 16 Ingreso de Datos 54

Figura 17 Selección de Pieza de Trabajo 54

Figura 18 Unión de las Cofias 55

Figura 19 Escaneo de Modelo 55

Figura 20 Estrategia de Escaneo 56

Figura 21 Escaneo de Oclusión 56

Figura 22 Confirmación de Escaneo 57

Figura 23 Escaneo Modelo Inferior 57

Figura 24 Escaneo Modelo Superior y Piezas Troqueladas 58

Figura 25 Verificación de Escaneo 58
Figura 26 Escaneo de Troquelado 59
Figura 27 Verificación de Escaneo 59
Figura 28 Verificación de Alineación de Modelo Inferior 60
Figura 29 Verificación de Alineación de Modelo Superior 60
Figura 30 Verificación de Alineación de Troquelado 60
Figura 31 Finalización de Escaneo 61
Figura 32 Diseño de Modelo 62
Figura 33 Determinación línea de Margen 62
Figura 34 Eje de Inserción 63
Figura 35 Base de la Corona (Cavidad) 63
Figura 36 Base de la Corona (Borde) 64
Figura 37 Posicionamiento de la Cofia 64
Figura 38 Ajuste de Grosor Mínimo 65
Figura 39 Grosor Mínimo a 0,3mm 65
Figura 40 Diseño Libre 66
Figura 41 Conectores 67
Figura 42 Finalización del Diseño 67
Figura 43 Guardado de Archivo 68
Figura 44 Programa SISMA 68
Figura 45 Carga de Archivo 69
Figura 46 Posicionamiento de las Cofias 69
Figura 47 Colocación de Soportes 70
Figura 48 Selección de Carpeta de Guardado 70
Figura 49 Carga de Archivos en Maquina SISMA 71

Figura 50 Aplicación de Polvo de Metal en Maquina SISMA 72
Figura 51 Aplicativo de la Maquina SISMA 72
Figura 52 Ubicación de la Carpeta USB 72
Figura 53 Selección de Carpeta 73
Figura 54 Carga de Archivo 74
Figura 55 Inicio de Proceso de Sinterizado 74
Figura 56 Limpieza del Polvo 75
Figura 57 Proceso Final 75
Figura 58 Cargo que ocupa actualmente 76
Figura 59 Trayectoria Profesional 77
Figura 60 Ámbito de desempeño laboral 77
Figura 61 Técnica de fabricación para la confección de estructuras metálicas 78
Figura 62 Variable del proceso que influye de manera más crítica durante la impresión 78
Figura 63 Fallas estructurales que se presentan con mayor regularidad 79
Figura 64 El sinterizado por láser minimiza las variaciones dimensionales 79
Figura 65 Parámetros críticos de control de calidad postproducción que considera innegociables 80
Figura 66 Maquinaria que se utiliza para el proceso productivo del sinterizado de metal por laser 80
Figura 67 Recomendaciones para la optimización en el proceso productivo de estructuras metálicas mediante colado tradicional o sinterizado por láser. 81
Figura 68 Indicaciones del Manual 83
Figura 69 Descripción del Manual 84
Figura 70 Claridad del Manual 85
Figura 71 Especificaciones Técnicas y Marcas 86

Figura 72 Resultados del Protocolo 87

Figura 73 Recomendaciones 88

Figura 74 Rentabilidad entre Ambas Técnicas 89

Figura 75 Sugerencias 90

Capítulo I

Introducción

1.1 Planteamiento del Problema

En odontología, la prótesis fija es una de las principales soluciones para restaurar la función masticatoria, la estética y la salud oral de pacientes con pérdida de tejido dentario. La precisión y durabilidad de las cofias dentales fijas van a influir mucho en que tanto la clínica como el paciente se sientan satisfechos del trabajo realizado. Normalmente, el método tradicional de colado, aunque es efectivo y mayormente es el que más se utiliza, puede presentar limitaciones en el ajuste marginal; depende, en gran medida, de la destreza técnica del laboratorio dental. Estas limitaciones pueden generar desajustes, filtraciones, entre otros. Hoy en día existen técnicas más avanzadas con la implementación de la tecnología digital como es el CAD-CAM, esta tecnología facilita el trabajo del técnico dental, dándole mayor productividad, también realiza los trabajos con mayor precisión, sobre todo en el sinterizado de metal por láser, este método une las partículas de metal en polvo por medio de un láser lo cual va formando la estructura capa por capa con mayor precisión, con este método del sinterizado por láser, el error humano es mucho menor. Las aleaciones de cromo-cobalto poseen sus beneficios, como por ejemplo su alta biocompatibilidad; poseen resistencia mecánica y pueden tolerar la corrosión. Estos beneficios que ofrecen son ideales precisamente para la confección de cofias. No obstante, esta tecnología conlleva desventajas críticas, principalmente de índole económica y operativa. El alto valor comercial del equipamiento del sinterizado de metal limita su acceso a laboratorios especializados. Además, la operatividad del sistema requiere expertos que integren el mantenimiento técnico, calibración y flujo de trabajo de diseño digital. También se reportan defectos como rugosidad superficial, tenciones térmicas o microporosidades, que comprometen la resistencia si no se controlan adecuadamente los procesos de fabricación. Existe una brecha evidente entre los

avances tecnológicos descritos en la literatura internacional y su aplicación en contextos locales. La mayoría de los estudios provienen de laboratorios especializados con equipos de última generación, lo que dificulta explorar sus resultados a escenarios con menos recursos. Debido a esta limitante, existe un menor acceso para que el técnico dental se capacite y pueda recibir un protocolo estándar que garantice el conocimiento para el manejo de esta máquina. Por lo tanto, la demanda de técnicos dentales en esta área es muy baja porque no cuentan con la capacidad para poder aplicar esta técnica. Esta falta de tecnología e innovación repercute en la calidad y durabilidad de las cofias, y no solo afecta eso, sino también la confianza del paciente, del odontólogo y del odontólogo técnico dental. Es por ello que, se propone realizar la investigación del uso y la elaboración de cofias con esta técnica innovadora del sinterizado de metal por láser, obteniendo respaldo mediante fotografías y fuentes confiables lo cual puedan mejorar y contribuir a la realización de prótesis fija con la implementación de esta técnica y así pueda beneficiar tanto al paciente como al odontólogo y al técnico dental.

1.2 Justificación

El sinterizado de metal por láser es una técnica innovadora para la confección de prótesis fija y un gran paso en la aparatología dental, debido a la creciente automatización de los procesos, donde la implementación de maquinaria avanzada está sustituyendo los métodos de confección manual tradicional. Este plan de investigación se justifica por la intención de mejorar la precisión, durabilidad y calidad de las cofias dentales, lo cual es de mayor importancia ya que ayuda en la estética del paciente en su salud bucal. A comparación del método tradicional de colado por cera perdida; el mismo que depende de la habilidad manual y es propenso a sufrir distorsiones dimensionales, el sinterizado laser de metal asegura que las estructuras sean uniformes y posean un ajuste marginal superior cual es altamente dependiente. Dicha precisión técnica es importante para prolongar la longevidad de las restauraciones y prevenir complicaciones clínicas derivadas de un sellado deficiente. El

presente proyecto visto desde una perspectiva social abordará la necesidad de crear elementos protésicos funcionales y estéticos para pacientes que tengan una condición de edentulismo. El realizar una rehabilitación con ajustes que no son adecuados no solo afectara funciones básicas como la fonación y la masticación, también se ve afectada la autoestima y la salud emocional del individuo. Es por esto por lo que el implementar tecnologías con resultados que son predecibles impactara de manera positiva en la calidad de vida de los usuarios. Mientras que, en el ámbito académico, brinda una contribución significativa para las nuevas generaciones de técnicos dentales, al incluir procesos de manufactura aditiva en su perfil educativo. La elaboración y creación de protocolos destinados al manejo de estas tecnologías no solo permite que el estudiante este familiarizado con el actual entorno digital, sino que también da paso a la estandarización de procesos con el fin de obtener resultados óptimos, eficientes y competitivos dentro de la práctica profesional. Es por esto por lo que la investigación se basa en el uso de aleaciones de cromo-cobalto que son destacadas por su biocompatibilidad, durabilidad y costo-beneficio en comparación a metales nobles. De manera conjunta, este proyecto de investigación pretende plantear una propuesta integral que elevara la calidad de los tratamientos protésicos a la par de consolidar la formación técnica y posicionarse como una alternativa factible en los procesos de fabricación de prótesis fijas.

1.3 Alcance

Este estudio se basa en la comparación entre el colado tradicional y el sinterizado de metal utilizados en la elaboración de prótesis fijas dentales, desarrollando el proyecto dentro del Instituto Tecnológico TESA, en la ciudad de Quito, durante el año 2026. El alcance del trabajo incluye la identificación de los fundamentos teóricos y técnicos de ambas metodologías, la elaboración de un manual operativo que sistematice los pasos e insumos necesarios para su aplicación. El proyecto se ajusta exclusivamente a prótesis dentales fijas de laboratorio y no considera otros tipos de rehabilitaciones, materiales alternativos ni la

evaluación clínica del paciente. La investigación se limita a análisis documentales, los resultados permitirán contar con información sistematizada y un instrumento practico que contribuya a optimizar los procesos formativos y operativos dentro de la carrera de Aparatología Dental del Instituto Tecnológico TESA.

1.4 Objetivos General y Específicos

1.4.1 *Objetivo General*

Elaboración de prótesis dentales fijas, con el fin de comparar las técnicas de colado tradicional y sinterizado de metal en el Instituto Tecnológico TESA en Quito, 2026.

1.4.2 *Objetivos Específicos*

Identificar los fundamentos teóricos, procedimientos y características técnicas del colado tradicional y del sinterizado de metal aplicados en la elaboración de prótesis dentales fijas, a fin de establecer las diferencias conceptuales y operativas entre ambos métodos.

Diseñar un manual que sistematice los pasos, insumos y parámetros técnicos necesarios para la aplicación comparativa del colado tradicional y el sinterizado de metal en prótesis dentales fijas.

Verificar la precisión de ajuste y eficiencia del proceso en prótesis dentales fijas elaboradas mediante colado tradicional y sinterizado de metal, con el propósito de determinar cuál técnica presenta mejores resultados para su aplicación en el contexto del Instituto Tecnológico TESA.

Capítulo II

Marco Teórico

La odontología restauradora ha evolucionado de manera acelerada en las últimas décadas, impulsada por la necesidad de ofrecer tratamientos más duraderos, estéticos y funcionales. Dentro de este campo, la prótesis fija, especialmente las coronas y puentes, contribuye a una de las soluciones más empleadas para restaurar dientes con pérdida de estructura. Tradicionalmente, la técnica de colado mediante cera perdida ha sido la más utilizada para la confección de armazones metálicos, pero este método depende en gran medida de la destreza del técnico dental y presenta limitaciones en cuanto a precisión marginal, presencia de porosidades y homogeneidad estructural (Fischer et al., 2009).

Con el desarrollo de tecnologías digitales aplicadas al sector odontológico, como el diseño asistido por computadora (CAD), surgieron alternativas como el fresado y el sinterizado de metales. El sinterizado láser consiste en la fusión localizada de partículas metálicas en polvo, usualmente aleaciones de cromo-cobalto (Co-Cr), mediante un rayo láser de alta energía, lo que permite obtener estructuras capa por capa con gran exactitud dimensional y mínima intervención manual (Laverty et al., 2019).

Este proceso ha demostrado producir coronas y puentes con un ajuste pasivo clínicamente aceptable y con propiedades mecánicas comparables, e incluso superiores, a las obtenidas mediante colado convencional.

Históricamente, las aleaciones empleadas en prótesis fija han variado desde metales nobles como el oro, hasta aleaciones de paladio y finalmente de cromo-cobalto, debido a su costo más accesible, su resistencia mecánica y su biocompatibilidad. La evolución hacia la aleación de cromo-cobalto no solo responde a factores económicos, sino también a la necesidad de contar con un material que soporta las fuerzas masticatorias sin experimentar

deformación estructural en tramos largos como los de un puente. (Suárez & Rodríguez, 2020).

En estudios comparativos, se ha comprobado que los armazones fabricados con sinterizado láser alcanzan resistencias de flexión y cargas de fractura similares a las obtenidas con colado, pero con la ventaja adicional de una mayor uniformidad microestructural y menor dispersión en los resultados (Fischer et al., 2009).

En estudios comparativos, se ha comparado que los armazones fabricados con sinterizado láser alcanzan resistencias de flexión y cargas de fractura similares a las obtenidas con colado, pero con la ventaja adicional de una mayor uniformidad microestructural y menor dispersión en los resultados. Gracias a esta tecnología se logra evadir el sobrecalentamiento y enfriamiento descontrolado de los hornos de inducción tradicionales y sopletes. Esta técnica previene la formación de macrocistales en la aleación, lo que permite una densidad interna adecuada que disminuye el riesgo de fatiga del metal bajo cargas oclusales. (Fischer et al., 2009).

En la actualidad, el sinterizado se considera una de las técnicas más prometedoras dentro de la odontología digital, ya que combina precisión, reproducibilidad y reducción de desperdicio de material. Sin embargo, persisten desafíos como el alto costo de los equipos, la necesidad de capacitación especializada y la optimización de parámetros de procedimientos para evitar defectos internos como porosidades o tensiones térmicas. El manejo de estas variaciones térmicas en la fase de enfriamiento sigue siendo un área de investigación critica, ya que la tensión residual acumulada puede inducir pequeñas distorsiones marginales si no se realiza un ciclo de alivio de tensiones post-sinterizado. (Laverty et al., 2019).

2.1 Marco Conceptual

2.2.1. *Prótesis Fija*

La prótesis fija es un dispositivo protésico fabricado a medida de la anatomía bucal del paciente, diseñado para sustituir uno o más dientes perdidos, dañados o ausentes, restaurando tanto la función masticatoria, fonética y estética como la integridad estructural de la arcada dental. Se denomina fija porque se ancla de manera permanente en la boca, ya sea cementada sobre dientes naturales preparados o atornillada sobre implantes osteointegrados, y no puede ser removida por el paciente, solo por un profesional odontólogo en consulta. (Alexandre, 2025, p.45).

Según criterios prostodonticos internacionales como los establecidos por la American College of Prosthodontists, esta prótesis busca reproducir la anatomía dental natural utilizando materiales biocompatibles como porcelana, zirconio, disilicato de litio o aleaciones metálicas, integrándose con el tejido oral para prevenir complicaciones como la reabsorción ósea o alteraciones biomecánicas. (Losa, 2024).

La prótesis fija se fundamenta en principios biomecánicos y biológicos, como la distribución de cargas oclusales para evitar sobrecargas en los tejidos de soporte. Estudios clínicos, como revisiones sistemáticas en revistas como el Journal of Prosthetic Dentistry, destacan tasas de éxito superiores al 90% a 10 años cuando se aplican protocolos basados en evidencia, integrando tecnologías digitales como CAD/CAM para mayor precisión. Sin embargo, su indicación depende de factores como la salud periodontal y ósea del paciente, evaluados mediante radiografías y análisis oclusales. (Fernández, 2025).

2.2.2. *Clasificación de Prótesis Fija*

Las prótesis dentales fijas son restauraciones permanentes que reemplazan o protegen dientes dañados o ausentes y no pueden ser removidas por el paciente. Se fijan mediante

cementación o atornillado a dientes naturales o implantes, restaurando función, estética y oclusión. Su clasificación general se realiza según varios criterios principales:

Prótesis fijas dentosoportadas: Se anclan directamente a los dientes adyacentes o remanentes, que actúan como pilares tras ser preparados para recibir la prótesis cementada. Indicadas en casos de edentulismo parcial con dientes sanos. Ventajas: Menor invasividad quirúrgica inicial; desventajas: Posible sobrecarga en pilares, con riesgo de caries segundaria o fracturas. (Obradors, 2025)

Prótesis fijas implantosoportadas: Se fijan a implantes de titanio osteointegrados en el hueso maxilar o mandibular, ideales para edentulismo total o parcial sin dientes viables. Pueden ser cementadas o atornilladas para facilitar el mantenimiento. Ventajas: Mayor preservación ósea; desventajas: Requiere cirugía y mayor costo. (Obradors, 2025)

Coronas: Cubren un solo diente dañado, debilitado o estéticamente comprometido, restaurando su forma, función y resistencia. Indicadas para dientes con endodoncia, fracturas o desgaste severo. Entre ellas tenemos; Coronas individuales: Para un diente aislado; Coronas telescópicas: Usadas en combinaciones con prótesis removibles. (Obradors, 2025)

Puentes fijos: Reemplazan uno o más dientes ausentes, uniendo pilares con pónticos. Entre ellos tenemos; Puentes convencionales: Apoyados en pilares a ambos lados del espacio edéntulo; Puentes en cantiléver: Apoyados solo en un lado, útiles en espacios posteriores, pero con mayor riesgo de fracaso biomecánico; Puentes Maryland: Fijados con alas metálicas, cerámicas o zirconio a la cara lingual de los pilares, mínimamente invasivos. (Obradors, 2025)

Prótesis completas fijas: Restauran arcadas enteras en edentulismo total, típicamente sobre implantes. Entre ellas tenemos; Hibridas: Combinan resina acrílica con base metálica, atornilladas para fácil remoción; Sobre dentaduras fijas: Similar a snap-in, con mayor estabilidad que las removibles. (Obradors, 2025)

2.2.3. *Cofias Metálicas Dentales*

Es una estructura metálica delgada generalmente de 0.3 a 0.5 mm de espesor, que se fabrica para cubrir completamente el muñón o pilar dental preparado, sirviendo como base rígida para la restauración protésica. Las cofias actúan como el esqueleto que proporciona resistencia mecánica, permitiendo la adhesión de materiales estéticos como porcelana o composite. Su propósito principal es restaurar la forma anatómica, la función oclusal y la integridad estructural del diente dañado, fracturado o endodónticamente tratado, mientras se integra con los tejidos periodontales para evitar complicaciones como la filtración bacteriana. A diferencia de las cofias de impresión que son usadas para modelos, las cofias metálicas protésicas son permanentes y se cementan o atornillan en la boca. Según (Gonzales, 2024) indica que, desde una perspectiva científica, la adaptación marginal de la cofia es crítica para el éxito a largo plazo, con estudios indicando que brechas menores a 120 μm reducen el riesgo de caries secundaria en un 80-90%.

2.2.4. *Función Protésica de la Cofia*

La función protésica principal de la cofia dental es actuar como la estructura núcleo o base rígida de una prótesis fija, cubriendo completamente el muñón dental preparado para proporcionar soporte mecánico, retención y resistencia a las fuerzas oclusales. En restauraciones metal-cerámica o similares, la cofia sirve de esqueleto que soporta el material estético externo como la porcelana o composite, asegurando la integridad biomecánica de la prótesis mientras se integra con el tejido dental remanente. Esta función es crítica para restaurar morfología, la oclusión y la funcionalidad masticatoria del diente dañado, evitando fracturas o fallos prematuros. La cofia optimiza la distribución de cargas durante la masticación, reduciendo el estrés en el diente subyacente y previniendo complicaciones como la reabsorción ósea o la movilidad periodontal. (Martin, 2019)

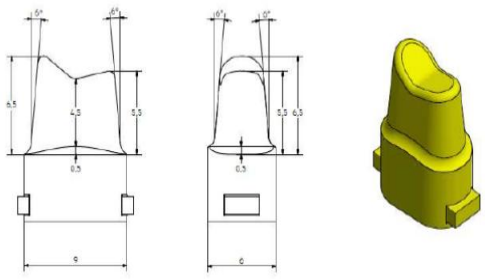
2.2.5. *Requisitos Técnicos*

El diseño de la cofia debe adaptarse al muñón dental para optimizar la retención, estabilidad y distribución de cargas oclusales. Principales requisitos:

Angulo de convergencia: Idealmente entre 6° y 10° en las paredes axiales del muñón para asegurar retención adecuada sin comprometer la inserción. Ángulos menores a 6° pueden causar dificultades en la colocación, mientras que mayores a 10° reducen la estabilidad, tal como se muestra en la figura 1. (Gonzales, 2024, pag.2).

Figura 1

Angulo de convergencia

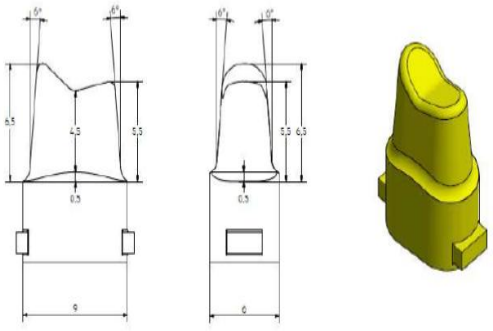


Nota: Angulo de convergencia en la preparación dental para corona, tomado de; Gonzales J, 2024, Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con la técnica de fusión selectiva laser según ángulo de convergencia, altura del muñón y curvatura de línea de terminación, pag.32, https://acortar.link/ccFTbp

- Altura del muñón: Mínimo 4-5 mm para retención axial, con una reducción oclusal de 1.5-2 mm en dientes posteriores y 1-1.5 mm en anteriores. En casos de espacio limitado, se requiere al menos 3.5-3.75mm desde la conexión del implante hasta la oclusión opuesta, tal como se muestra en la Figura 2. (Gonzales, 2024, pag.2).

Figura 2

Altura del muñón

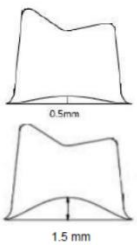


Nota: Altura y reducción coronal en preparación para prótesis fija, tomado de; Gonzales J, 2024, Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con la técnica de fusión selectiva laser según ángulo de convergencia, altura del muñón y curvatura de línea de terminación, pag.32, https://acortar.link/ccFTbp

- Curvatura de la línea de terminación: debe ser suave y continua, de preferencia con diseños como chamfer de 0.5-1 mm de profundidad o hombro de 1-1.5 mm para minimizar brechas marginales y prevenir caries secundarias. Evitar filos de cuchillo por su fragilidad, tal como se muestra en la Figura 3. (Gonzales, 2024, pag.4).

Figura 3

Curvatura de la línea de terminación



Nota: Diseño de terminación cervical (chamfer), tomado de; Gonzales J, 2024, Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con la técnica de fusión selectiva laser según ángulo de convergencia, altura del muñón y curvatura de línea de terminación [trabajo académico para

optar por el título de segunda especialidad profesional en rehabilitación oral, Universidad Peruana Cayetano Heredia]. Repositorio UPCH, pag.32, https://acortar.link/ccFTbp

- Espesor de cofias: 0.3-0.5 mm uniforme para resistencia mecánica, permitiendo espacios para recubrimientos estéticos como porcelana. (Gonzales, 2024)

2.2.6. *Ajuste*

El ajuste se refiere a la adaptación precisa de la cofia al muñón dental o implante, incluyendo el ajuste marginal. Un buen ajuste minimiza brechas que podrían causar filtración bacteriana, caries secundaria o inflamación periodontal. Según estándares clínicos, el ajuste marginal aceptable es inferior a 120 μm.

Factores influyentes: La preparación del muñón es clave, en cofias metálicas fabricadas por SLM o fresado CAD/CAM, el ajuste marginal promedio es de 50-80 μm, superior al colado convencional, gracias a la precisión digital que reduce distorsiones por contracción térmica. (Kyoung., et al, 2015).

Evaluación: Se mide con microscopia estereoscópica, silicona replicante o análisis digital 3D. Estudios muestran que el ajuste interno en cofias Co-Cr por SLM es mayor en área axio-oclusales, pero el ajuste marginal es similar entre técnicas, con variaciones por tipo de diente. (Kyoung., et al, 2015).

Consideraciones clínicas: Al no contar con un ajuste adecuado el riesgo de cometer un error se incrementa en un 10% - 15% en un periodo de 5 años. (Kyoung., et al, 2015).

2.2.7. *Precisión*

La precisión en la fabricación de cofias metálicas se entiende por la capacidad de reproducir con exactitud el diseño original y ejecutar los procesos de manera eficiente. En el entorno digital, esta precisión se evalúa mediante una comparación tridimensional entre el modelo escaneado y el resultado final, midiendo las diferencias en micrómetros. Las técnicas

CAD/CAM, como el fresado y el sinterizado por láser, destacan ya que alcanzan niveles muy altos de exactitud. Al eliminar los errores manuales propios del encerado y la fundición tradicional, se logran márgenes clínicamente aceptables inferiores a 100 µm, incluso en patrones generados por estereolitografía. Sin embargo, hay varios factores que pueden influir en los resultados. La calidad del escaneo define la precisión inicial, mientras que la aplicación del recubrimiento cerámico puede aumentar las discrepancias axiales en aleaciones de cromo-cobalto. (Majeed & Jasim, 2018).

2.2.8. *Resistencia*

La resistencia de las cofias metálicas se define por su capacidad para soportar las fuerzas que se generan al morder y masticar, así como a resistir la fatiga y las fracturas, sin sufrir deformaciones permanentes. Esta propiedad se mide principalmente en megapascales. En comparación con las cerámicas puras, las cofias metálicas ofrecen valores superiores, alcanzando entre 500 y 1000 MPa en aleaciones base como el cobalto-cromo, lo que las hace especialmente indicadas para pacientes con bruxismo o cargas oclusales elevadas. La durabilidad de una prótesis no depende solo del material, sino de un diseño inteligente. El grosor de la base y la forma del diente preparado son fundamentales, algunas estructuras pueden resistir presiones superando los 1000 N. Factores como el uso de tecnología láser para fabricarlas marcan la diferencia, logrando piezas más fuertes y uniformes que los métodos tradicionales. Además, detalles como un correcto arenado para unir el metal a la cerámica, o ajustar bien la inclinación del diente, pueden aumentar la resistencia hasta en un 25%. (Emtair et al., 2015).

2.2.9. *Materiales Metálicos en la Aparatología Dental*

Los materiales usados en aparatología dental para crear aparatos dentales se dividen en tres grupos. Por un lado, están las aleaciones nobles; estas llevan al menos un 60% de metales preciosos como oro o platino, estas aleaciones poseen mayor biocompatibilidad,

aunque su precio es elevado. Por otro lado, están las aleaciones base, hechas de metales más comunes como el cromo, níquel o titanio, estas son resistentes y precio-beneficio, si no se trabajan correctamente, pueden causar alergias u oxidarse. Las amalgamas, por su parte, son aleaciones de mercurio con plata, estaño y cobre que se utilizaban históricamente en restauraciones directas, pero han caído en desuso debido a preocupaciones ambientales y toxicológicas, siendo reemplazadas progresivamente por materiales compuestos. Todos estos materiales deben cumplir con la norma ISO 22674, que regula aspectos claves como la biocompatibilidad, la resistencia a la corrosión, el módulo de elasticidad y la dureza. Estudios recientes, como los publicados en la Revista de Odontología de la Universidad de Antioquia, señalan que aleaciones como Co-Cr y Ti han evolucionado notablemente con las técnicas digitales, logrando incrementos de precisión del 30-40% y una reducción significativa de fallos; sin embargo, la tendencia actual se orienta hacia materiales híbridos o no metálicos para minimizar riesgos, aunque los metales siguen siendo el estándar en ortodoncia y prótesis funcionales (Cerezo, 2025).

2.2.10. *Aleaciones Aplicadas en Prótesis Fija*

Las aleaciones en prótesis fijas se clasifican principalmente en nobles, base y de titanio, con evoluciones hacia materiales híbridos o digitales. En la práctica, las aleaciones bases como Co-Cr y Ni-Cr dominan por su equilibrio costo- eficacia, aunque el titanio gana terreno en prótesis sobre implantes debido a su osteointegración superior. Estudios clínicos enfatizan la evaluación de alergias y el uso de técnicas digitales para minimizar distorsiones en la fundición. (Cerezo, 2025).

2.2.11. *Clasificación por Nobleza y Composición*

Las aleaciones se dividen en tres categorías principales: de alta nobleza, nobles y base. Las aleaciones nobles tienen entre 25% y 60% de metales nobles, sin requisito mínimo de oro, proporcionando un equilibrio entre costo y propiedades mecánicas, como dureza y

adhesión a cerámica, y se utilizan comúnmente en puentes y coronas metal-porcelana. (Solís, 2008, pág. 13).

Las aleaciones base contienen menos del 25% de metales nobles, a menudo ninguno, destacando por su alta resistencia mecánica y bajo costo, aunque pueden presentar riesgos de alergias o corrosión, y son preferidas en estructuras para implantes o puentes largos. (Solís, 2008, pág. 13).

Respecto a la clasificación por composición, las aleaciones nobles incluyen aquellas a base de oro, que ofrecen ductilidad y biocompatibilidad superior para inlays y coronas; y a base de paladio, con buena adhesión a porcelana y resistencia térmica para prótesis metal-cerámica. (Fischer, 2010).

En las aleaciones base, destacan las de cromo-cobalto, con alta rigidez y resistencia a la fatiga para puentes extensos; níquel-cromo, económicas, pero con potencial alérgico, usadas en bases de coronas posteriores. (Fischer, 2010).

Las aleaciones a base de titanio, clasificadas como base, se valoran por su osteointegración y ligereza, ideales para coronas sobre implantes fijos, aunque requieren técnicas especiales de fundición. (Fischer, 2010).

2.2.12. *Resistencia Mecánica y Estabilidad Dimensional*

La resistencia mecánica tiene la capacidad de soportar fuerzas oclusales, como la masticación, sin deformación permanente o fractura, incluyendo propiedades como la resistencia a la tracción, dureza y módulo de elasticidad, que aseguran durabilidad en entornos orales agresivos. (Gil,1999, pag.77).

En aleaciones nobles como Au-Pt-Pd, la resistencia mecánica es moderada, pero destacada por su ductilidad y biocompatibilidad, mientras que en aleaciones base como Co-Cr, Alcanza 800-1000 MPa con alta resistencia a la fatiga, ideal para puentes largos sometidos a cargas elevadas. (Cerezo, 2025).

Las aleaciones de titanio, como Ti-6AI-4V, ofrecen resistencia mecánica excepcional y un módulo de elasticidad bajo, cercano al del hueso, reduciendo el estrés en interfaces Oseas y mejorando la tenacidad a la fractura en prótesis sobre implantes. (Gil,1999, pag.76).

La estabilidad dimensional se define como la capacidad de mantener forma y dimensiones bajo variaciones de temperatura, humedad y procesos de fabricación, siendo critica en aleaciones para evitar distorsiones durante el colado o sinterizado, con coeficientes de expansión térmica compatibles con cerámica. (Imes, 2024).

En aleaciones metal-cerámica, la estabilidad dimensional se logra mediante tratamientos térmicos que minimizan contracciones, asegurando ajuste preciso y reduciendo riesgos de fracturas por estrés térmico en prótesis fijas. (Borras, 2024).

2.2.13. *Biocompatibilidad y Resistencia a la Corrosión*

La biocompatibilidad tiene como capacidad de no provocar reacciones adversas en los tejidos orales, como inflamación, citotoxicidad o alergias, y depende de la liberación de iones metálicos como níquel, zinc y cobre durante la corrosión. En revisiones de literatura, se ha encontrado que las aleaciones base, como las de níquel-cromo, pueden ser citotóxicas in vitro debido a la liberación de níquel, mientras que las aleaciones nobles, como las de oro, muestran efectos citotóxicos menores, pero aun presentes. (Elshahawy, 2014).

La resistencia a la corrosión es un factor clave para la biocompatibilidad, ya que previene la liberación de iones tóxicos en el medio oral, influenciada por el pH salival y la composición de la aleación. Aleaciones como las de níquel-cromo son susceptibles a la corrosión por picadura y grietas, lo que aumenta el riesgo de reacciones alérgicas, mientras que las aleaciones nobles de oro exhiben mayor resistencia a la corrosión, reduciendo la liberación de elementos. (Geurtsen, 2002).

En aleaciones de cromo-cobalto fabricadas por técnicas convencionales o laser, la biocompatibilidad mejora con procesos avanzados, mostrando menor citotoxicidad en células

L-929 y mayor supervivencia celular, lo que las hace adecuadas para prótesis fijas. La resistencia a la corrosión en estas aleaciones es alta debido a su composición rica en cromo, que forma una capa pasiva protectora, aunque varía según el método de fabricación. (Fu et al., 2022).

Las aleaciones de titanio y sus variantes, como Ti-6AI-4V, destacan por su excelente biocompatibilidad, promoviendo la osteointegración sin reacciones adversas significativas, lo que las hace ideales para prótesis sobre implantes. Su resistencia a la corrosión es superior debido a la formación de una película de oxido estable, comparable o mejor que las aleaciones dentales convencionales, con propiedades mecánicas que se asemejan al hueso. (Koizumi et al., 2019).

2.2.14. ***Microestructura y Porosidad Superficial***

2.2.14.1. Microestructuras

Las microestructuras en aleaciones dentales metálicas, como las de cobalto-cromo utilizadas en cofias para prótesis fija, se refiere a las características estructurales a nivel microscópico, incluyendo granos, fases cristalinas y distribuciones de elementos, que influyen en las propiedades mecánicas y biocompatibilidad. En aleaciones fabricadas por fundición convencional, se observa una estructura dendrítica típica con fases intermetalicas precipitadas en los bordes de grano, mientras que métodos aditivos como el sinterizado laser selectivo producen microestructuras de granos finos y más homogéneas, mejorando la resistencia y reduciendo la fragilidad. (Kim et al., 2016).

Por fundición el metal se enfría formando una estructura parecida a las ramas de un árbol. La mayor parte es una fase llamada γ, pero en los espacios que quedan entre esas ramas se acumulan compuestos de tungsteno y niobio, además de pequeñas impurezas de silicio. En el fresado la estructura es similar a la de fundición, pero el panorama cambia de escala: los granos del metal se vuelven más grandes y esos compuestos intermetalicos se reparten de

forma más gruesa y evidente. Mientras que en el sinterizado laser posee un enfriamiento rápido en el proceso. Este proceso no separa sus componentes del metal, por lo que se crea una estructura ultrafina y limpia. Visualmente quedan impresas las huellas del paso del láser y, si se analiza con rayos X, se observará que es una fase γ pura, sin rastro de esos compuestos secundarios que sí suelen reflejarse en otros métodos. (Kim et al., 2016).

Cuando procesamos el cromo-cobalto mediante fresado seguido de un post-sinterizado, el comportamiento del metal cambia notablemente gracias a su microestructura. En granos finos y matriz dual el material se organiza en granos muy finos. Además, desarrolla una base doble donde conviven en equilibrio dos fases distintas: la fase γ y la fase ε. En conjunto con el carburo M23C6 los límites de estos granos donde se forman pequeños carburos específicos los cuales actúan como anclajes que estabilizan la estructura. Los gemelos cristalinos el tratamiento es térmico lo que favorece la aparición de gemelos o maclas cristalinas. Estas variaciones microestructurales afectan directamente la homogeneidad y la distribución de tensiones en las cofias dentales. (Kim et al., 2016).

En comparación con la fundición tradicional, donde la microestructura es inhomogenea con dendritas grandes y carburos laminares o en bloques en los bordes de grano, el SML genera dendritas celulares finas en granos elongados paralelos a la dirección de construcción, con fases γ dominantes y ε en forma de red laminar, resultando en una estructura no equilibrada, pero más refinada. (Dikova, 2018).

2.2.14.2. Porosidad Superficial

La porosidad superficial en aleaciones dentales metálicas se define como el volumen de vacíos o poros en la superficie o cerca de ella, que puede comprometer la integridad estructural, la adhesión a cerámica y la resistencia a la corrosión en cofias para prótesis fijas. En métodos como SLM, la porosidad es mínima cuando la densidad energética volumétrica supera los 400 j/mm ^{3}. (Dikova, 2018).

En aleaciones Co-Cr por fundición y fresado, la porosidad superficial surge de defectos inducidos por el proceso, como inclusiones o vacíos de contracción, aunque no se cuantifica específicamente; en SLM, se observa porosidad ligera por sobrecalentamiento bajo el haz laser, visible en microscopia óptica pero mínima en imágenes de electrones retrodispersados, contribuyendo a una densidad >99%. (Kim et al., 2016).

Para aleaciones por fresado/post-sinterizado, la porosidad superficial es negligible tras sinterizado en argón a 1300°C, logrando densidad completa, aunque bloques pre-sinterizados pueden tener vacíos iniciales que se reducen durante el proceso, mejorando la superficie comparada con fundición. (Kim et al., 2016).

La porosidad superficial en SLM se controla optimizando parámetros como potencia laser y velocidad de escaneo, alcanzando densidades >99.9% en regímenes óptimos, lo que reduce defectos en comparación con la fundición con patrones 3D impresos, donde la porosidad es baja pero la rugosidad superficial es intermedia. (Dikova, 2018).

2.2.15. *Concepto de Proceso Productivo en Aparatología Dental*

El concepto de proceso productivo en aparatología dental es el conjunto de etapas sistemáticas para la fabricación de dispositivos odontológicos personalizados, como prótesis fijas, removibles, ortodóncicos o restaurativos, integrando tecnologías digitales y tradicionales para restaurar la funcionalidad, estética y salud bucal del paciente, con énfasis en la optimización de flujos para reducir desperdicios y mejorar la eficiencia mediante metodologías como Lean Manufacturing. (Pedraza Cabrera, 2025).

2.2.16. *Etapas del Proceso Productivo*

El proceso inicia con la fase de planificación y recepción, donde se toman impresiones o escaneos digitales de la boca del paciente para crear modelos virtuales o físicos, utilizando software CAD para diseñar el aparato y anticipar ajustes, asegurando

adaptación a necesidades individuales como oclusión y estética gingival. (Pedraza Cabrera, 2025).

A continuación, se procede a la fabricación operativa, que incluye el diseño digital y producción mediante métodos como CAD/CAM para tallar materiales o técnicas tradicionales como modelo en cera perdida, con etapas diferenciadas como “en proceso”, revisión y entrega, optimizando tiempos de ciclo para minimizar retrasos. (Zurbano Cobas, 2020).

Una vez que la estructura esta lisa, pasamos a la fase donde la ciencia del material se une, este proceso se divide en dos pasos claves; la cristalización y resistencia: la prótesis se introduce en hornos especializados de alta temperatura. En este paso, el material se cristaliza internamente, lo que le otorga su máxima resistencia mecánica y activa ese brillo translucido tan característico del esmalte real. En la caracterización artesanal se inicia el trabajo de forma manual. Es aquí donde se aplican detalladamente los colores, matices y texturas que imitan a la perfección la anatomía de los dientes vecinos. (García, 2004).

El proceso concluye con las fases de instalación y seguimiento clínico, etapas fundamentales que comprenden la verificación biomecánica del dispositivo, la validación y conformidad por parte del paciente, la educación sobre los cuidados post-instalacion y la programación de los controles de ajuste necesarios. De este modo, se prioriza una integración clínica que no solo asegure la continuidad del tratamiento, sino que también garantice la funcionalidad optima y la plena satisfacción del usuario. (Unitek College, 2022).

2.2.17. *Recursos Utilizados*

El proyecto indica el uso de biomateriales tales como el cromo-cobalto, el zirconio, el disilicato de litio, el acrílico y diversas resinas. A estos materiales se les suman los insumos operativos como la masilla dental, las cubetas de impresión y los polvos metálicos para la fabricación aditiva. Esto tiene como objetivo optimizar la eficiencia operativa dentro del fujo

de trabajo, para manejar estos componentes se usa el enfoque Just in Time, esta es una estrategia muy lógica que nos permite equilibrar las compras con la demanda real. De esta manera evitamos acumular un stock de más y que los materiales se venzan. (Pedraza Cabrera, 2025).

Los recursos humanos abarcan técnicos dentales, odontólogos y auxiliares con al menos 10 años de experiencia, capacitados en herramientas Lean y mantenimiento, con ratios de personal por paciente para asegurar eficiencia operativa y multidisciplinaria. (Zurbano Cobas, 2020).

Los recursos tecnológicos comprenden equipos CAD/CAM, escáneres intraorales, hornos de cocción, software como Odoo o Kanboard para monitoreo de flujos, y herramientas de mantenimiento predictivo como Fracttal para calibración y lubricación de máquinas. (García, 2004).

Otros recursos incluyen documentos regulatorios como manuales de procedimientos, normativas Invima o ISO para biocompatibilidad, y entornos controlados con ventilación y gestión de residuos para mantener higiene y seguridad ambiental. (Unitek College, 2022).

2.2.18. *Control de Calidad*

El control de calidad en el proceso productivo implica inspecciones al 100% de dispositivos mediante indicadores como tasa de defectos, cumplimiento de estándares y auditorias 5S para orden y limpieza, detectando deficiencias en documentación y materiales para correcciones inmediatas. Estas auditorias se basan en las cinco practicas japonesas de mejora continua: Seiri: clasificar y eliminar lo innecesario, Seiton: ordenar y ubicar cada elemento en su lugar, Seiso: limpiar y mantener el área impecable, Seiketsu: estandarizar procedimientos y normas, y Shitsuke: mantener la disciplina y el habito. Su objetivo es garantizar orden y limpieza en el laboratorio, detectar deficiencias en documentación y materiales, y aplicar correcciones inmediatas. (Pedraza Cabrera, 2025).

Se utilizan herramientas como Poka-Yoke (es un sistema a prueba de errores que evitan que los defectos ocurran o pasen desapercibidos), para prevención de errores, Kaizen (mejora continua mediante pequeños cambios incrementales) y análisis de causas raíz con diagramas Ishikawa, midiendo eficiencia mediante KPIs (Key Performance Indicators o Indicadores Clave de Desempeño), como oportunidad de entrega y reducción de reprocesos. (Zurbano Cobas, 2020).

En la evaluación técnica, se aplican encuestas y valoraciones por especialistas, categorizando calidad en niveles basados en estética, retención, estabilidad y oclusión, con pruebas in vitro para biocompatibilidad y resistencia. (García, 2004).

Finalmente, el control incluye reevaluaciones periódicas y retroalimentación, con énfasis en auditorias de historias clínicas y pruebas de ajuste marginal para garantizar longevidad y satisfacción del paciente. (Unitek College, 2022).

2.2.19. *Técnica de Colado*

La técnica de colado es un procedimiento mediante el cual una aleación metálica liquida ocupa un molde de material refractario, ingresando por fuerza centrífuga y recuperando su estado sólido al enfriarse, permitiendo la creación de restauraciones metálicas precisas como cofias o estructuras protésicas. Esta técnica es esencial en la confección de prótesis fija, asegurando adaptación marginal y resistencia mecánica, aunque depende de factores como la temperatura y el control de oxidación para evitar defectos. (Cisneros et al., 2019).

2.2.20. *Técnica de Cera Perdida*

La técnica de cera perdida, también conocida como fundición a la cera perdida o de inversión, es un método tradicional para fabricar cofias metálicas, que implica modelar un patrón de cera sobre el modelo dental, revestirlo con material refractario para formar una carcasa, eliminar la cera mediante calcinación para crear el molde vacío, y finalmente fundir

y colar la aleación metálica en la cavidad. En variantes odontológicas, se utilizan aleaciones como cobalto-cromo o níquel-cromo, con colado por centrifugación convencional o inducción, controlando la expansión térmica del revestimiento para compensar la contracción del metal y lograr precisión dimensional. (Longsheng Manufacturing Ltd., 2015; Requena Cisneros et al., 2019).

2.2.21. *Ventajas y Desventajas*

Entre las ventajas de la técnica de colado con cera perdida destacan su alta precisión dimensional y excelente acabado superficial, que minimizan el mecanizado secundario y permiten restauraciones casi netas, ideales para cofias con geometrías complejas y paredes delgadas. Además, ofrece versatilidad en materiales, biocompatibilidad superior en aleaciones nobles, y tasas de éxito clínico elevadas al reducir discrepancias marginales, facilitando la integración con cerámicas y mejorando la durabilidad de prótesis fijas. (Longsheng Manufacturing Ltd., 2025; Requena Cisneros et al., 2019).

Entre las desventajas incluyen un alto costo inicial por la fabricación de moldes y carcasas, tiempos de ciclos largos que no favorecen producciones rápidas o de lotes pequeños, y dependencia de la habilidad técnica para evitar variabilidad en resultados, como discrepancias oclusales mayores o defectos por oxidación. No muestra diferencias estadísticamente significativas en adaptación comparada con métodos modernos, y requiere equipo especializado, lo que aumenta la inversión y el riesgo de errores humanos en el modelado o colado. (Longsheng Manufacturing Ltd., 2025; Requena Cisneros et al., 2019).

2.2.22. *Técnica de Sinterizado de Metal*

El sinterizado de metal es un proceso térmico en el que partículas de polvo metálico se fusionan por debajo de su punto de fusión completo, formando una estructura solidad mediante la difusión atómica y la unión de partículas, sin requerir una fusión total, lo que permite la fabricación de componentes densos y porosos con propiedades mecánicas

controladas, comúnmente utilizado en la producción de aleaciones dentales como cobalto-cromo para prótesis fijas. Esta técnica difiere de la fusión completa al preservar la forma de las partículas y minimizar defectos como la contracción excesiva, aunque puede generar porosidad si no se optimizan parámetros como temperatura y presión. (Yap et al., 2015).

2.2.23. *Fusión Selectiva por Laser*

La fusión selectiva por láser es una variante avanzada del sinterizado aditivo donde un láser de alta intensidad funde completamente capas de polvo metálico, capa por capa, según un modelo 3D, produciendo piezas densas y homogéneas con propiedades mecánicas superiores, diferenciándose del sinterizado tradicional al lograr una fusión total en lugar de una unión parcial. En aplicaciones dentales, el sinterizado de metal por láser permite fabricar cofias metálicas con precisión micrométrica y tasas de densidad superiores al 99%, aunque requiere control estricto de parámetros como la densidad energética volumétrica para evitar defectos como la porosidad o el agrietamiento. (Gao et al., 2022).

2.2.24. *Limitaciones del Sinterizado*

Entre las limitaciones del sinterizado de metal se incluyen la alta porosidad residual, que reduce la resistencia mecánica y la biocompatibilidad en prótesis dentales, así como la dependencia de la distribución del tamaño de partículas, lo que puede generar inhomogéneidad estructurales y requerir post-procesos como el tratamiento térmico. Además, el sinterizado limita la gama de materiales procesables y presenta desafíos en la reproducibilidad debido a variaciones en la temperatura y atmosfera, aumentando el riesgo de defectos metalúrgicos como grietas o impurezas en aleaciones complejas. (Zhao et al., 2022).

2.2.25. *Tecnología Digital*

La tecnología digital en la elaboración de cofias metálicas dentales se basa en sistemas CAD/CAM que reemplazan los procesos convencionales de cera perdida, permitiendo la fabricación de estructuras de Co-Cr mediante fresado sustractivo o sinterizado

aditivo por láser, con mayor precisión, menor tiempo de producción y adaptación marginal clínicamente aceptable. Estos sistemas integran escaneo 3D, diseño virtual y fabricación automatizada, reduciendo variables humanas y mejorando las propiedades mecánicas de las cofias. (Parra Carranza et al., 2023).

2.2.26. *Sistemas de Escaneo Dental*

Los sistemas de escaneo dental, particularmente los escáneres intraorales clínicos como el CEREC AC Omnicam, capturan el muñón preparado y tejidos adyacentes en archivos STL de alta resolución, eliminando las distorsiones inherentes a las impresiones convencionales de silicona y permitiendo un flujo completamente digital desde la boca del paciente hasta el diseño de la cofia. Estos escáneres ofrecen precisión de 10-30 μm en superficies preparadas y facilitan la transmisión inmediata de datos al software de diseño. (Spoljaric Muñoz et al., 2020).

2.2.27. *Técnicas de Diseño de Cofias Metálicas Dentales*

Las técnicas de diseño de cofias metálicas dentales en software CAD permiten definir parámetros precisos: espesor uniforme de 0.5 mm, espacio de cemento variable, línea de terminación chamfer y ángulo de convergencia de 6-12°, generalmente archivos STL listos para fabricación por fresado o SLM. El diseño virtual garantiza control total de la anatomía oclusal, grosor de pared y adaptación interna, superando la variabilidad del encerado manual. (Parra Carranza et al., 2023; Spoljaric Muñoz et al., 2020).

2.2.28. *Compensación Digital de la Contracción del Metal*

La compensación digital de la contracción del metal se realiza directamente en el software CAD mediante un factor de sobre-dimensionamiento que anticipa la contracción durante el sinterizado posterior; en bloques pre-sinterizados de Co-Cr fresados, el fabricante indica una contracción del 11% durante el ciclo térmico a 1450 °C, por lo que el software agranda automáticamente el archivo STL en ese porcentaje. (Parra Carranza et al., 2023)

Capítulo III

Marco Metodológico

3.1 Tipo de Investigación

El proyecto se enfoca en una investigación descriptiva, fundamentada en la observación rigurosa y la comparación detallada de las variables operativas que intervienen tanto en los métodos manuales convencionales como en los flujos digitales. Debido a su naturaleza aplicada, este estudio aporta un valor pragmático directo al diseño curricular de la carrera de Tecnología en Aparatología Dental del Instituto TESA, mediante el desarrollo de un manual comparativo orientado a la estandarización de criterios técnicos. Este recurso didáctico y operativo permitirá al técnico dental optimizar de manera sistemática sus flujos de trabajo, brindándole las herramientas conceptuales y practicas necesarias para seleccionar con criterio científico el método de fabricación de estructuras metálicas que mejor se adecue a los requerimientos específicos de cada caso clínico.

3.2 Tipo de Enfoque

La presente investigación posee un enfoque mixto al integrar de manera sistemática métodos cualitativos y cuantitativos, logrando así un análisis integral del objetivo de estudio. En la primera fase, de carácter cualitativo, se diseñaron y aplicaron encuestas dirigidas a técnicos dentales y docentes, con el propósito de identificar las necesidades, expectativas y requerimientos críticos en el ámbito de la fabricación de prótesis fija; este abordaje inicial facilitó una comprensión profunda de las demandas reales del sector. Posteriormente, en la fase cuantitativa, se recolectaron y analizaron datos estadísticos enfocados en evaluar la percepción de utilidad y el nivel de aceptación de la herramienta propuesta. Esta convergencia metodológica no solo garantiza una evaluación objetiva del impacto del manual en el área de la aparatología dental, sino que también aporta rigor científico y fundamenta con solidez la eficacia de los procesos de manufactura comparados.

3.3 Herramientas Metodológicas

El marco metodológico del proyecto se basa en la revisión de documentos y análisis comparativo. Debido a esto, buscamos examinar de forma sistemática las diferencias entre los métodos tradicionales y digitales para estructuras de cromo-cobalto, el cual se identifica las ventajas y limitantes según los criterios técnicos que se definen. Además, la revisión del documento se enfoca en analizar a profundidad la literatura científica, artículos y normativas, lo que nos da una base teórica importante para validar los hallazgos. También sumaremos encuestas, entrevistas y un focus group, estas herramientas en conjunto con un análisis estadístico nos permitirán evaluar estrictamente como se elaboró el protocolo y obtener datos de mayor valor para el proyecto.

3.4 Técnicas

- Matriz de análisis de procesos
- Cuestionario estructurado
- Registro fotográfico

3.5 Estudios Iniciales

3.5.1 Criterios de Inclusión y Exclusión

A continuación, se presentan los criterios de inclusión y exclusión establecidos para la elaboración de este proyecto, así como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1

Criterios de Inclusión y de Exclusión

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Técnicos dentales que manejan área digital.	Técnicos dentales que no manejan área digital.
Técnicos dentales que manejen área de cromo-cobalto.	Técnicos que no manejen área de cromo-cobalto.
Técnicos dentales que impartan clases de cromo-cobalto.	Técnicos dentales que no impartan clases de cromo-cobalto.
Técnicos dentales que impartan clases de diseño digital.	Técnicos dentales que no impartan clases de diseño digital.
Estudiantes de cursos avanzados de diseño digital.	Estudiantes que no estén en cursos avanzados de diseño digital.

3.5.2 Muestreo

El presente proyecto aplica un diseño de muestreo no probabilístico, específicamente de carácter por conveniencia y deliberado. Debido a que la selección de los casos y modelos de estudio no responde a criterios de aleatoriedad estadística, se optó por una inclusión intencional y estratégica, fundamentada estrictamente en la accesibilidad de las muestras y en la relevancia técnica de los datos para el análisis de los flujos de trabajo. Se seleccionaron muestras específicas de procesos manuales y digitales para la fabricación de estructuras metálicas, priorizando aquellas que garantizan la profundidad del análisis comparativo. Si bien este enfoque no pretende la generalización estadística a la población total, asegura un examen detallado y pertinente dentro de los objetivos delimitados del estudio.

3.5.3 Encuesta Inicial

La encuesta inicial consiste en conocer mediante un público objetivo las posibles falencias en el proceso de elaboración de estructuras metálicas, mediante la cual se procedió a realizar 10 encuestas a 3 docentes del Instituto Tecnológico San Antonio y 7 técnicos dentales, en la cual se describen los resultados de la encuesta.

3.6 Desarrollo del Protocolo Técnico Para la Elaboración de Cofias Metálicas Dentales Mediante el Proceso de Colado Tradicional y Sinterizado de Metal

El presente manual examina los dos ejes fundamentales en la confección de prótesis fija: la técnica convencional, pilar histórico de la aparatología dental, y la metodología digital, la cual integra precisión y eficiencia mediante tecnologías de vanguardia. Esta guía está dirigida a técnicos y especialistas que buscan perfeccionar la fabricación de estructuras metálicas o profundizar en el diseño asistido por computadora CAD/CAM. A través de análisis comparativo de sus ventajas y limitaciones, se busca proporcionar una visión integral que optimice la toma de decisiones clínicas y técnicas en la práctica profesional contemporánea.

Es importante mencionar que la cofia metálica dental también conocida como coping metálico, es una pieza delgada de aleación metálica generalmente de 0,3 a 0,5 mm de espesor que se fabrica a medida para cubrir completamente el muñón dental preparado. Actualmente como base rígida y soporte estructural de la restauración protésica fija, especialmente en coronas y puentes metal-cerámica. Su función principal es proporcionar resistencia mecánica, retención y una adaptación marginal precisa, permitiendo la adhesión del material estético externo y distribuyendo correctamente las fuerzas oclusales (Shillingburg et al., 2012).

3.6.1 Confección de Modelos

3.6.1.1 Toma de Impresiones. El odontólogo realiza una impresión primaria utilizando alginato o pasta pesada y liviana. A partir de estas impresiones primarias se fabrican cubetas individuales o personalizadas que permitan obtener las impresiones secundarias. Sobre estas impresiones secundarias se vierte el modelo maestro, en el cual se llevará a cabo el diseño y modelado de la cofia de metal. El uso de cubetas individuales personalizadas para las impresiones secundarias garantiza una mayor precisión y reproduce con mayor fidelidad los detalles anatómicos relevantes para el diseño especifico de cada caso.

3.6.1.2 Vaciado de las Impresiones. Para la elaboración del modelo de trabajo, se emplearon 80 g de yeso extraduro mezclados con 16 ml de agua.

Para el modelo antagonista, se utilizaron 70 g de yeso piedra con 19 ml de agua.

Una vez completado el fraguado y tras su liberación de la impresión, es posible analizar con mayor precisión las piezas a trabajar, como se muestra en la Figura 4.

Figura 4

Vaciado de Impresiones



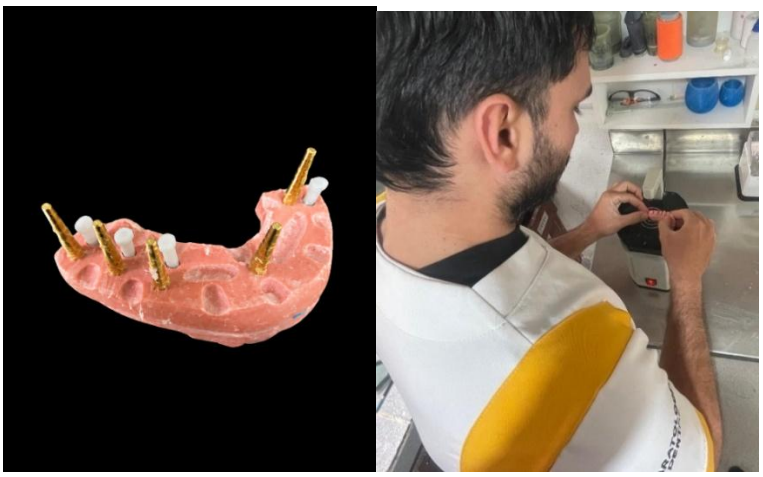
3.6.2 Técnica Manual para la Elaboración de una Cofia Dental Metálica

La cofia metálica es la parte interna de una corona metal-cerámica que se adapta directamente al muñón preparado del diente. Proporciona resistencia, soporte a la porcelana y un ajuste preciso. La técnica manual o tradicional más utilizada sigue el método clásico de cera perdida más colado, que se realiza completamente a mano en el laboratorio protésico.

3.6.2.1 Preparación del Muñón. Se parte del modelo de trabajo yeso tipo IV, una vez fraguado, liberado de la impresión y recortado, con el pin láser, se procede a posicionar los muñones a trabajar directamente sobre el punto de referencia del láser. Posteriormente, se realizan dos perforaciones en cada muñón, destinadas a la colocación de un pin metálico y un pin plástico. Se aplica una gota de adhesivo de alta resistencia en la base de los pines de metal. Posteriormente, se posicionan orientando la cara plana hacia una vista distalizada para proceder con su inserción en los orificios previamente realizados. A diferencia de los metálicos, los pines de plástico se colocan exclusivamente mediante presión. Se realizan retenciones mecánicas en la superficie del yeso utilizando una fresa de carburo. Como paso final del proceso, se aplica una capa de vaselina sobre la zona intervenida, como se muestra en la Figura 5.

Figura 5

Preparación de Muñón



En un zócalo, se vacían 70 g de yeso piedra mezclados con 20 ml de agua. Posteriormente, se coloca el modelo de trabajo según se muestra en la imagen. Se recortan los muñones con cuidado de no afectar la línea de margen. El corte debe realizarse de manera lineal y sin ejercer presión, para evitar desviaciones, como se muestra en la Figura 6.

Figura 6

Troquelado



Con una fresa de bola #8, se procede a despejar el margen, trabajando con alta precisión aproximadamente un milímetro por debajo de este. Se aplica a cada muñón una capa de espaciador de 10 micras de la marca KerrLab, como se muestra en la Figura 7.

Figura 7

Despeje de Margen



3.6.2.2 Encerado de la Cofia. Se aíslan los muñones y, con el encerador eléctrico de la marca SJK, se aplica la cera de margen cuidadosamente alrededor del margen del muñón.

Posteriormente, se continúa con la aplicación de la cera en el resto del muñón. Se calibran las cofias de cera a un espesor de 0,5 mm, como se muestra en la figura 8.

Figura 8

Encerado y Calibrado



3.6.2.3 Colocación de Bebederos. Una vez calibradas y posicionadas en el modelo, se aplica cera de cuerpo en las áreas interproximales con el fin de unir las cofias. Con un hilo de cera #8, se procede a unir en la parte oclusal de la cofia, procurando una inclinación de 45° para facilitar el flujo del metal. Posteriormente, se coloca el conjunto en la base de un cilindro de 100 g, como se muestra en la figura 9.

Figura 9

Colocación de Bebederos



3.6.2.4 Revestimiento y Eliminación de la Cera. Se vacían 100 g de revestimiento de la marca Siladent, mezclados con 20 ml del líquido del fabricante y 5 ml de agua, en el cilindro. Posteriormente, se deja fraguar la mezcla. Se introduce el cilindro en el horno desencerador a una temperatura de 935 °C durante 1 hora, como se muestra en la figura 10.

Figura 10

Vaciado de Revestimiento



3.6.2.5 Colado del Metal. Se dan tres vueltas a la centrífuga y se asegura el mecanismo. Posteriormente, en el crisol se colocan dos pepas de metal cerámico. Una vez transcurrido el tiempo de permanencia del cilindro en el horno de desencerado, se procede a fundir las pepas de metal cerámico a una temperatura aproximada de 1450 °C. Para ello, se enciende primero el gas del soplete y posteriormente el oxígeno, regulando la llama de manera adecuada. A continuación, se realizan movimientos constantes, dirigiendo la llama directamente sobre el metal hasta alcanzar su fusión, como se muestra en la Figura 11.

Figura 11

Fundición de Metal



Rápidamente y con mucha precaución, se abre el horno y, utilizando unas pinzas, se procede a tomar el cilindro. Luego, se posiciona el cilindro en la base, cerciorándose de que permita el correcto ingreso del metal, como se muestra en la Figura 12.

Figura 12

Posicionamiento del Cilindro



Una vez que el metal ha pasado de estado sólido a líquido, se libera el seguro de la centrífuga para permitir su giro, facilitando así la entrada del metal en el cilindro. Se deja enfriar durante aproximadamente 20 minutos, como se muestra en la Figura 13.

Figura 13

Liberación Segura de la Centrifuga



3.6.2.6 Liberado y Arenado. Una vez frío el cilindro, se procede a liberarlo con la ayuda de un martillo. Posteriormente, se pasa a la arenadora utilizando óxido de aluminio de 110 micras, con el fin de eliminar completamente el material de revestimiento residual. Una vez realizado el arenado, se procede a eliminar los bebederos utilizando un disco de carburo de tungsteno, como se muestra en la Figura 14.

Figura 14

Liberado y Arenado



3.6.2.7 Desvestido, Acabado y Pulido. Luego, se procede a calibrar las cofias a un espesor de 0,5 mm. Para ello, se utiliza un calibrador y fresas de desgaste para metal, realizando el ajuste de forma gradual y verificando constantemente la medida hasta alcanzar la calibración adecuada. Una vez calibradas, se procede a pulir las cofias utilizando una fresa fina para metal. De igual manera, se trabaja en la zona del margen, rebajando ligeramente para lograr una adecuada adaptación y unión del margen de las cofias al modelo, como se muestra en la Figura 15.

Figura 15

Calibrado y Pulido Final



3.6.3 Técnica Digital para la Elaboración de una Cofia Dental Metálica

La técnica digital moderna se basa en la fabricación aditiva mediante la selección de metal por láser. En lugar de encerado y colado tradicional, se diseña todo en computadora y se construye capa por capa con polvo de aleación metálica. Es el método más utilizado hoy en laboratorios avanzados por su precisión y reproducibilidad.

3.6.3.1 *Diseño CAD*. En el software exocad, se inicia creando la orden de trabajo. A continuación, se ingresan los datos correspondientes: primero el nombre del cliente o doctor, luego el nombre del paciente y, por último, el nombre del técnico, como se muestra en la Figura 16.

Figura 16

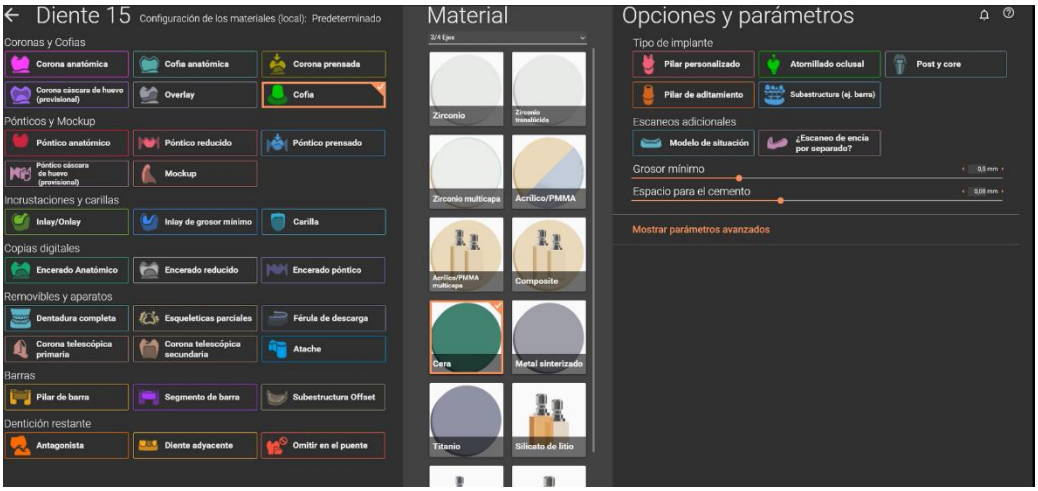
Ingreso de Datos



Al seleccionar la pieza a trabajar, se despliega la pestaña correspondiente. En este caso, se elige la opción de cofia dentro de exocad; posteriormente, se selecciona la opción de encerado y se confirma la operación, como se muestra en la Figura 17.

Figura 17

Selección de Pieza de Trabajo



Una vez seleccionadas las piezas a trabajar, en este caso un puente, se procede a hacer clic en los puntos de conexión para unirlas y se guarda el diseño. Posteriormente, se accede a la opción QScan en exocad para iniciar el proceso de escaneo, como se muestra en la Figura 18.

Figura 18

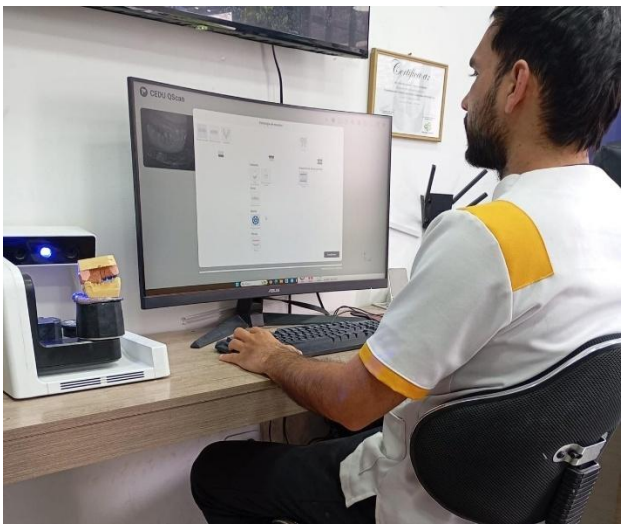
Unión de las Cofias



Digitalización. Con el modelo ya ocluido, se procede a posicionarlo en el escáner para iniciar el proceso de digitalización, como se muestra en la Figura 19.

Figura 19

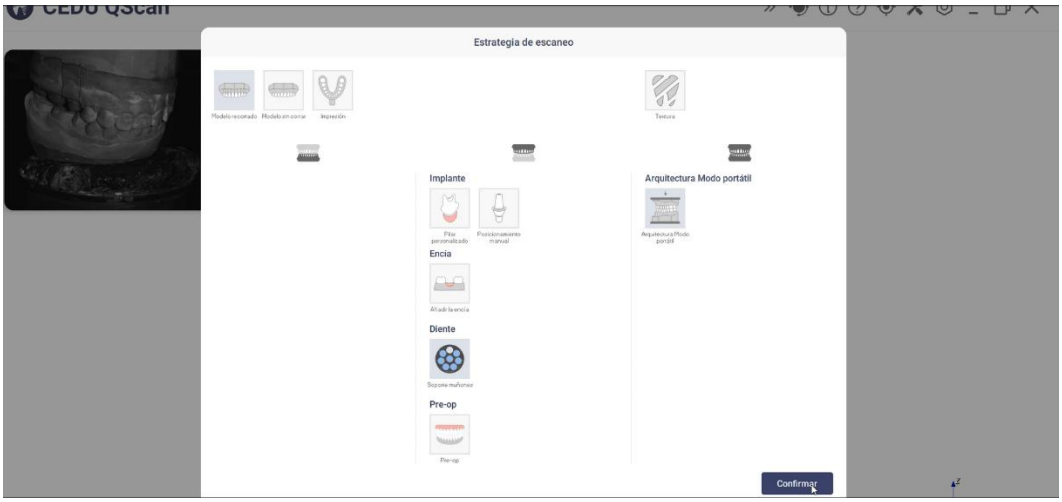
Escaneo de Modelo



Se despliega la pestaña correspondiente, donde se solicita la estrategia de escaneo. En este caso, se selecciona la opción de modelo recortado; posteriormente, se elige la arquitectura en modo portátil y se confirma la configuración, como se muestra en la Figura 20.

Figura 20

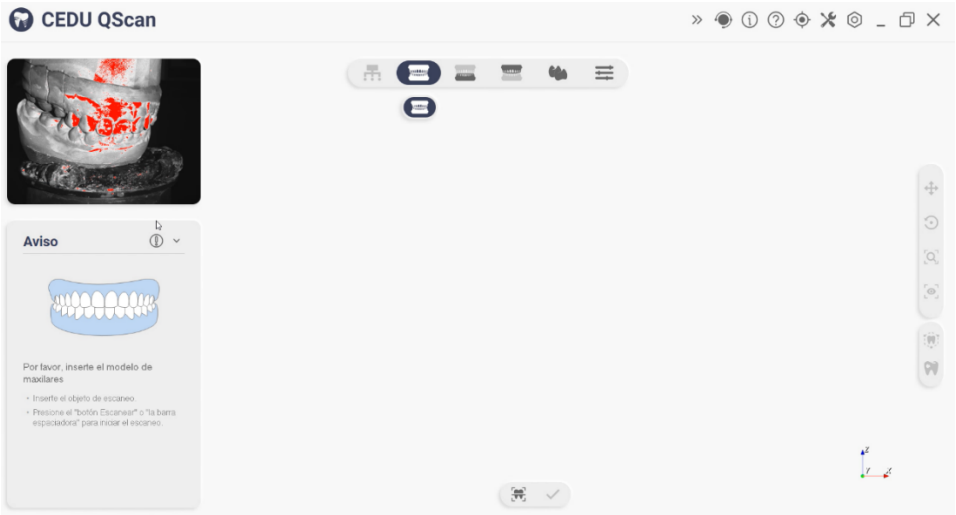
Estrategia de Escaneo



En este paso, el sistema solicita el registro de la mordida del paciente. Una vez que el modelo está correctamente posicionado en el escáner, se procede a hacer clic en el ícono del molar para continuar, como se muestra en la Figura 21.

Figura 21

Escaneo de Oclusión



Posteriormente, se verifica que el sistema haya reconocido correctamente la mordida y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 22.

Figura 22

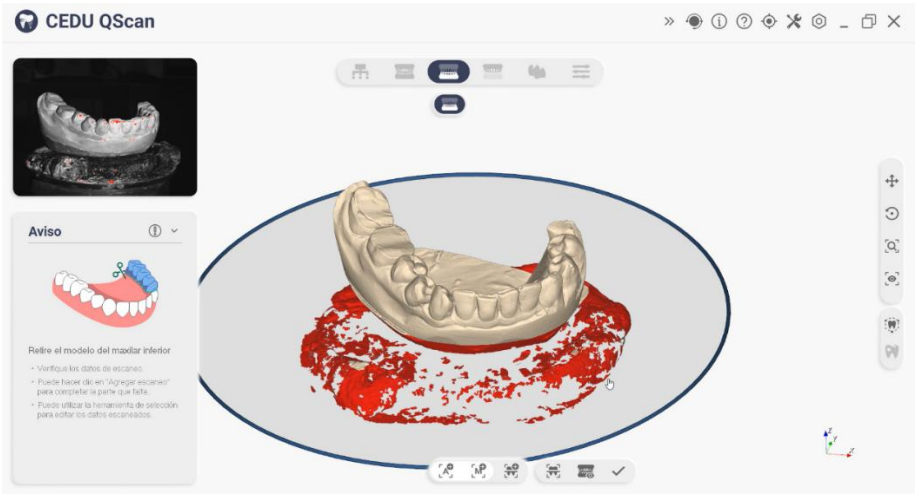
Confirmación de Escaneo



Una vez completado el escaneo, se verifica que el sistema haya reconocido correctamente el modelo inferior y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 23.

Figura 23

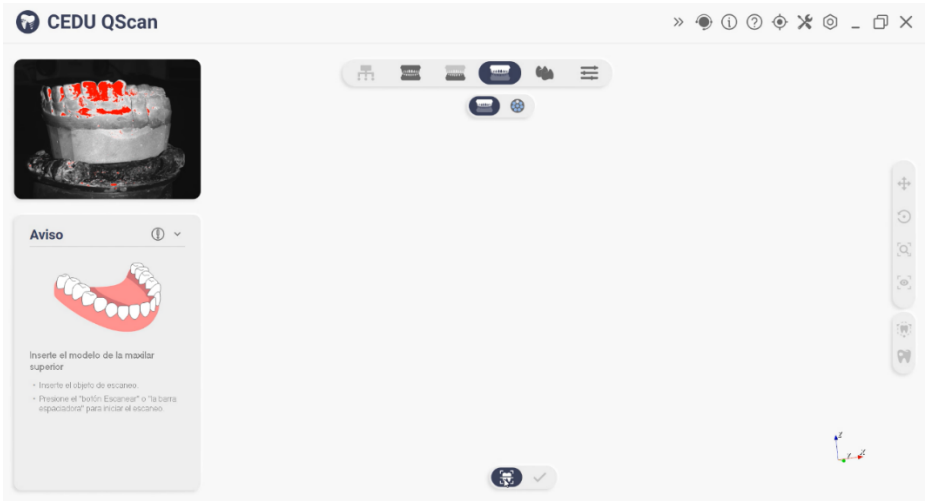
Escaneo Modelo Inferior



En este punto, el sistema solicita el modelo superior y la identificación de las piezas a trabajar. Se posiciona correctamente el modelo en el escáner y se procede a hacer clic en el ícono del molar para continuar, como se muestra en la Figura 24.

Figura 24

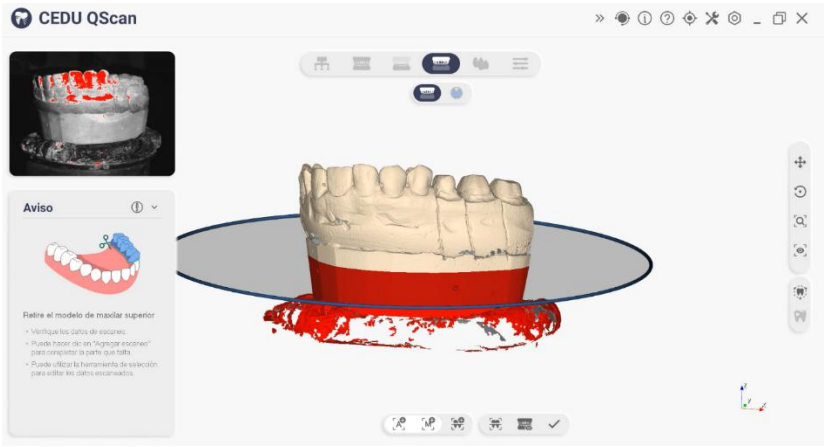
Escaneo Modelo Superior y Piezas Troqueladas



Se verifica que el escáner haya reconocido correctamente el modelo y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 25.

Figura 25

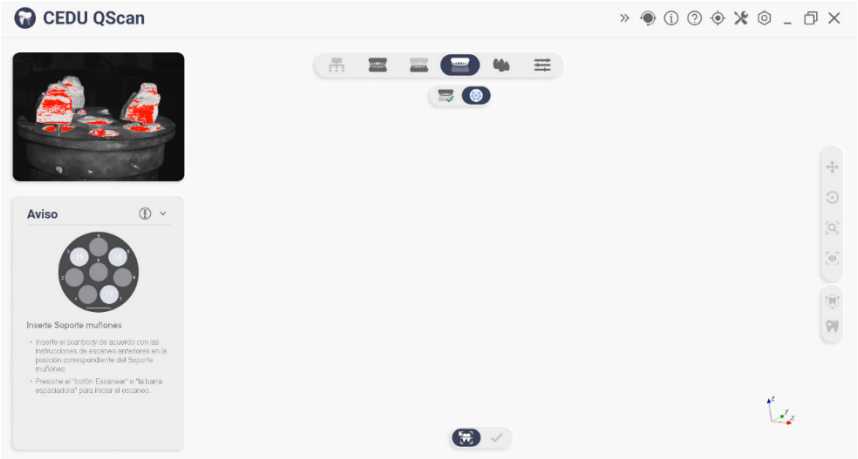
Verificación de Escaneo



Posteriormente, el sistema solicita posicionar de forma individual las piezas a trabajar en el soporte del escáner. En este caso, se indica ubicar la pieza #15 en la posición #3, la pieza #16 en la posición #5 y la pieza #17 en la posición #7. Una vez correctamente colocadas, se procede a hacer clic en el ícono del molar para continuar, como se muestra en la Figura 26.

Figura 26

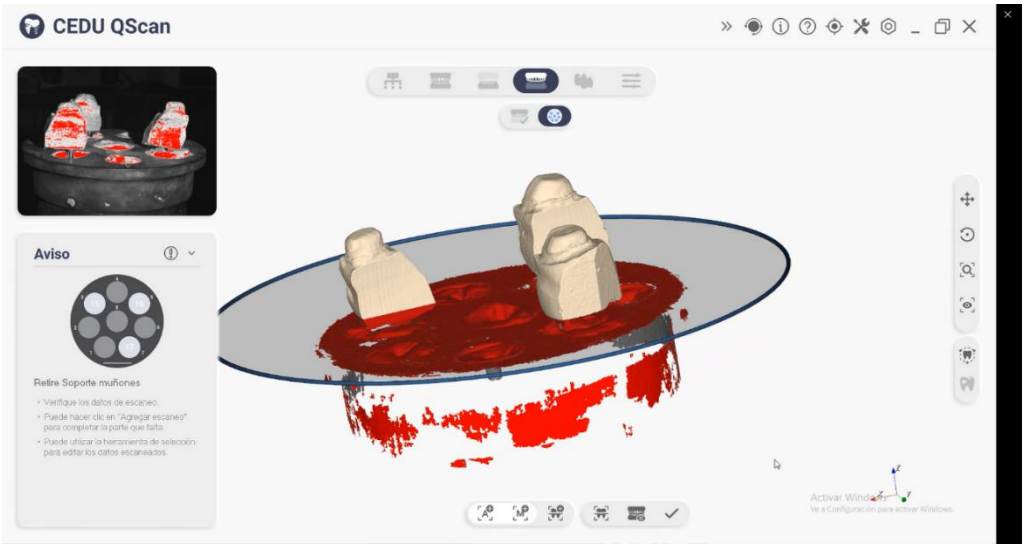
Escaneo de Troquelado



Una vez completado el escaneo, se verifica que el escáner haya reconocido correctamente las líneas de margen y los muñones. Posteriormente, se hace clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 27.

Figura 27

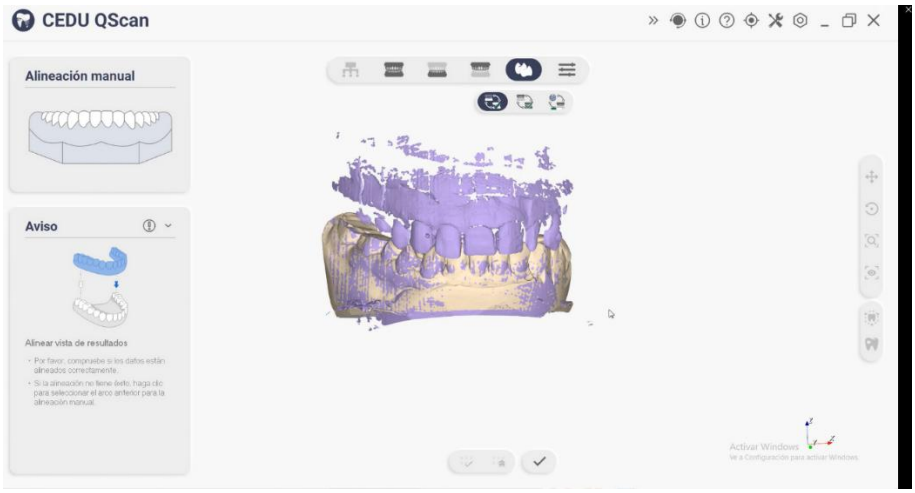
Verificación de Escaneo



Posteriormente, se verifica que el modelo inferior se haya alineado correctamente y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 28.

Figura 28

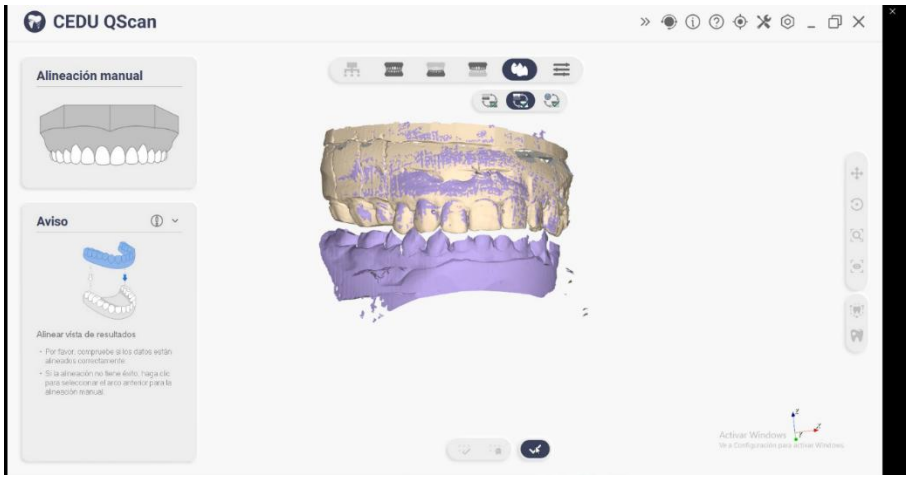
Verificación de Alineación de Modelo Inferior



En este paso, se verifica la correcta alineación del modelo superior y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 29.

Figura 29

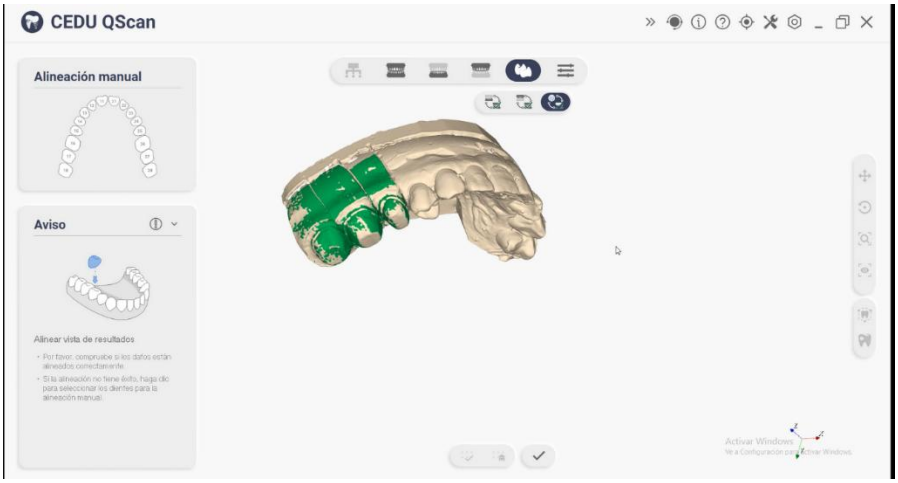
Verificación de Alineación de Modelo Superior



En este paso, se verifica la correcta alineación de las piezas a trabajar y se procede a hacer clic en el ícono de confirmación (check list), como se muestra en la Figura 30.

Figura 30

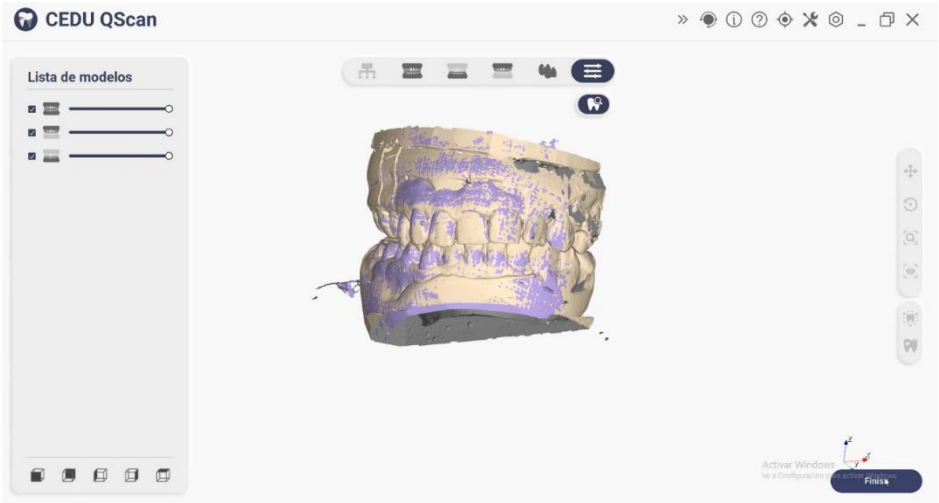
Verificación de Alineación de Troquelado



Por último, se hace clic en finalizar y el archivo se guarda automáticamente en la plantilla previamente creada en exocad, como se muestra en la Figura 31.

Figura 31

Finalización de Escaneo



En este paso, se verifica que el modelo se haya guardado correctamente en la plantilla y, posteriormente, se hace clic en la opción de diseñar en exocad, como se muestra en la Figura 32.

Figura 32

Diseño de Modelo

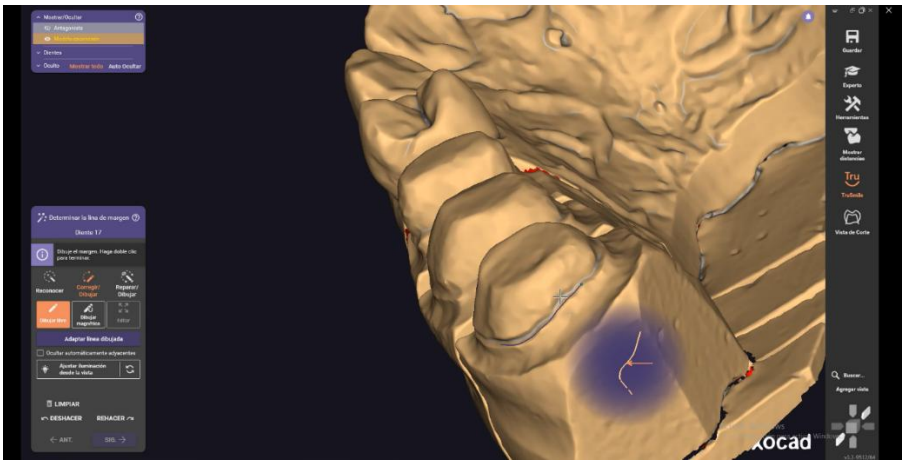


A continuación, se procede a determinar la línea de margen. Para ello, se selecciona la opción corregir/dibujar y posteriormente la herramienta de dibujar libre. Con esta herramienta, se va marcando cuidadosamente en el muñón la línea de margen.

En este caso, se solicita trabajar sobre la pieza 17; posteriormente, se realiza el mismo procedimiento en las piezas 16 y 15, como se muestra en la Figura 33.

Figura 33

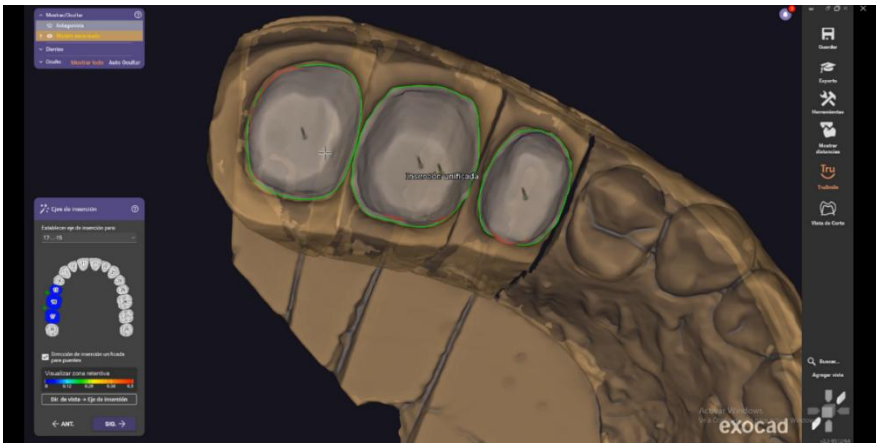
Determinación línea de Margen



Una vez determinadas las líneas de margen, se procede a definir el eje de inserción. Para ello, se posiciona el modelo en una vista oclusal y se selecciona la opción Dir. de vista – Eje de inserción; posteriormente, se continúa con el flujo de trabajo, como se muestra en la Figura 34.

Figura 34

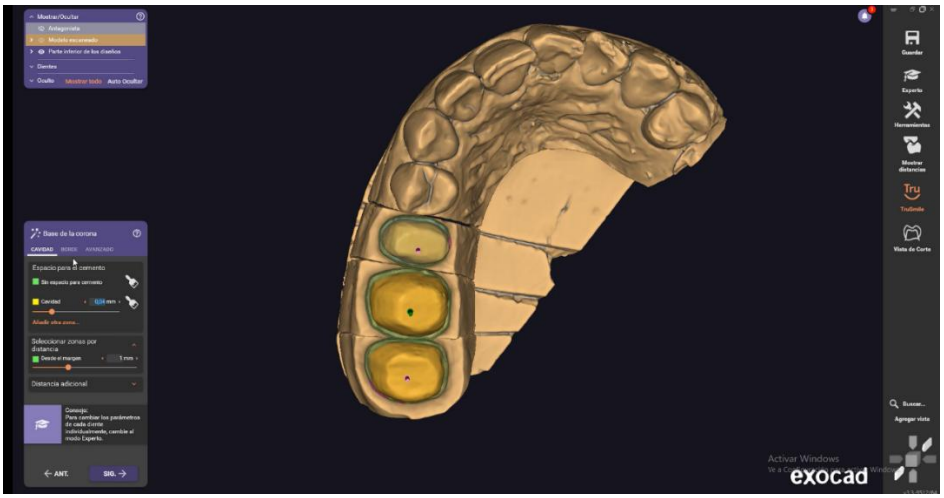
Eje de Inserción



En este paso, se abre la pestaña correspondiente a la base de la corona. Dentro de los parámetros, en la opción Cavidad, se establece un valor de 0,04 mm, como se muestra en la Figura 35.

Figura 35

Base de la Corona (Cavidad)

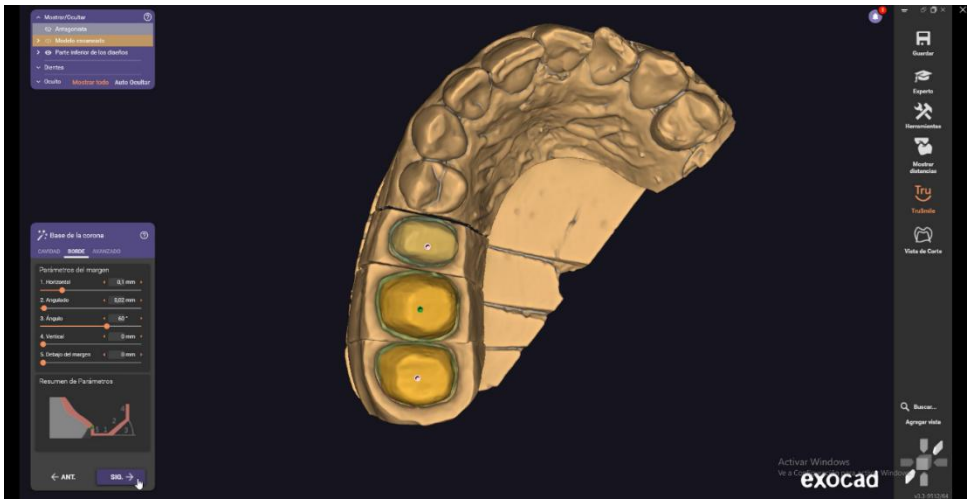


Posteriormente, en la opción Borde, dentro de los parámetros de margen, se configuran los siguientes valores: en horizontal se establece 0,1 mm y en angulado 0,02 mm.

El resto de las opciones se mantienen según la configuración predeterminada del programa. Finalmente, se selecciona Siguiente para continuar, como se muestra en la Figura 36.

Figura 36

Base de la Corona (Borde)

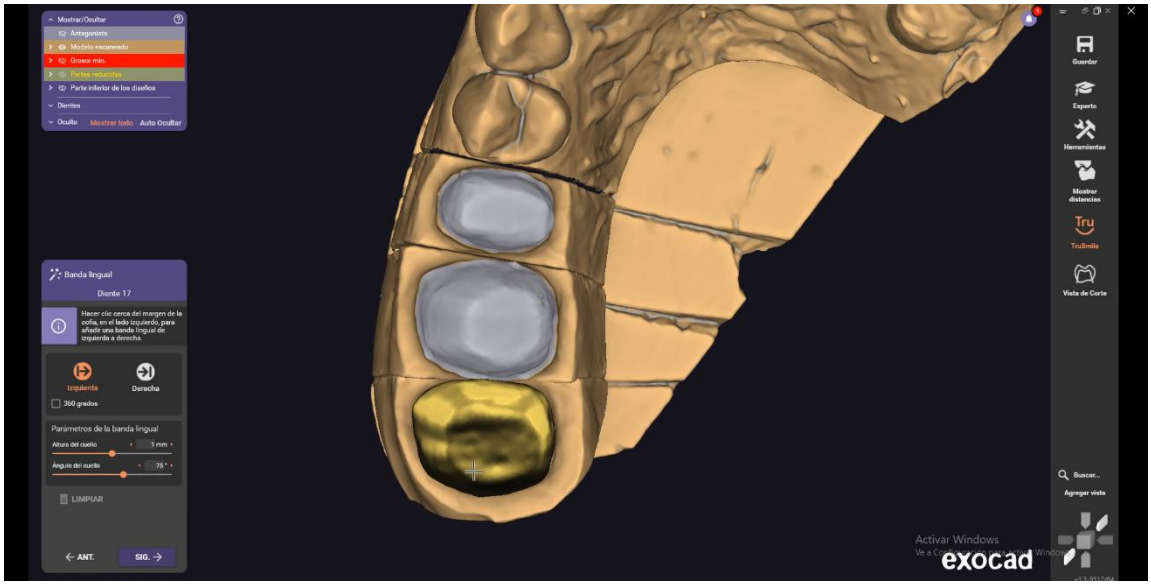


En este paso, el sistema dirige a la opción de banda lingual, donde se debe verificar que la posición de la cofia sea la correcta.

En este caso, se trabaja inicialmente sobre la pieza 17 y posteriormente se realiza el mismo procedimiento en las piezas 16 y 15. Una vez verificado todo, se selecciona Siguiente para continuar, como se muestra en la Figura 37.

Figura 37

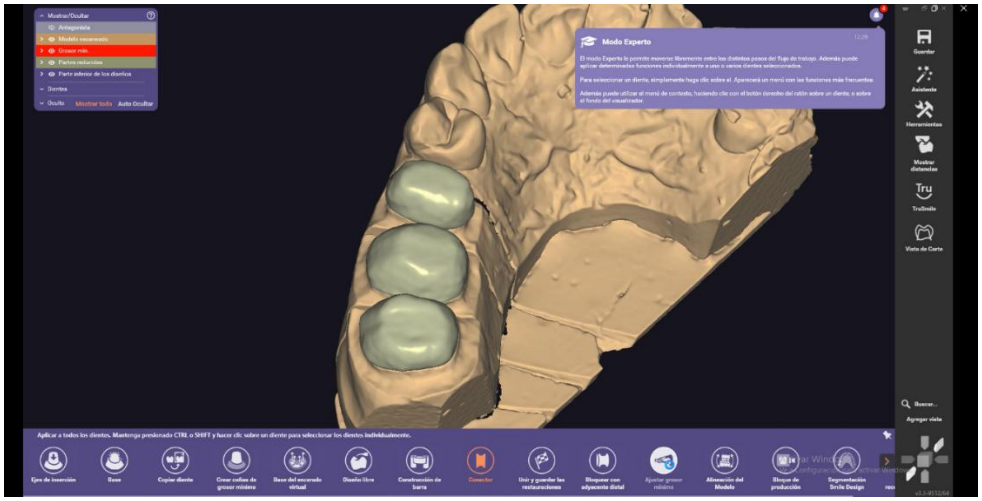
Posicionamiento de la Cofia



En este paso, se accede al modo experto y posteriormente se selecciona la opción ajustar grosor mínimo para continuar con la configuración, como se muestra en la Figura 38.

Figura 38

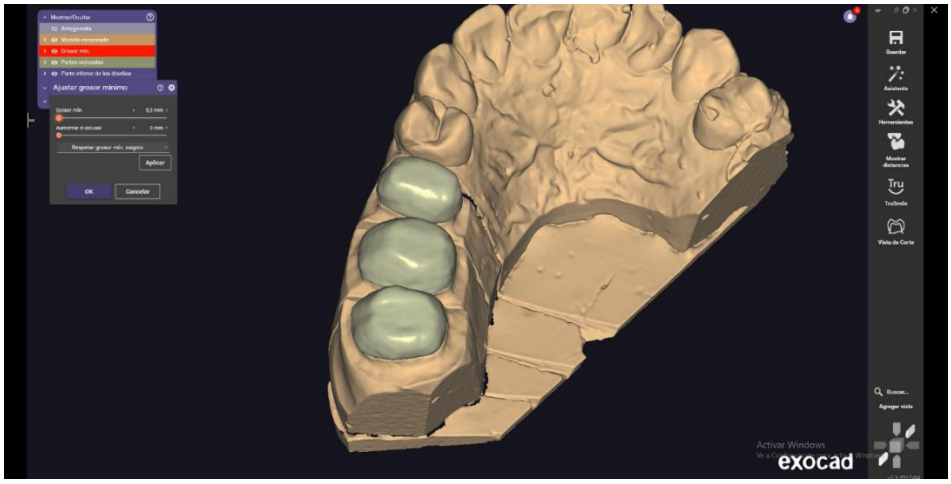
Ajuste de Grosor Mínimo



A continuación, se ajusta el grosor mínimo a 0,3 mm y se confirma la configuración haciendo clic en OK, como se muestra en la Figura 39.

Figura 39

Grosor Mínimo a 0,3mm

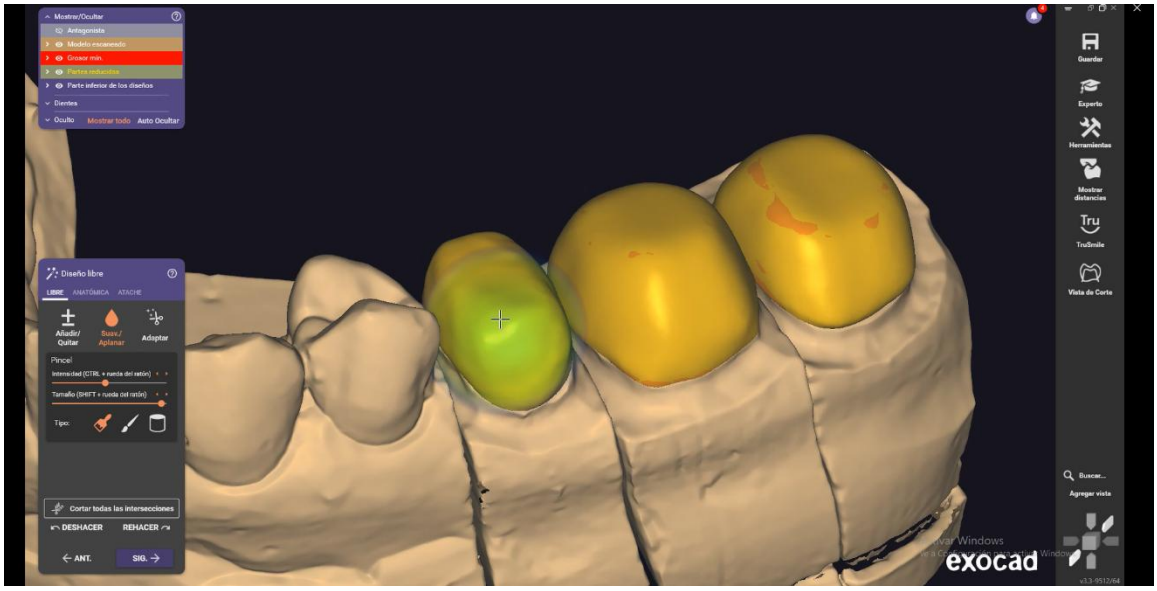


Posteriormente, se accede a la opción de diseño libre. En la sección suavizar/aplanar, se aplica la herramienta sobre las cofias utilizando clic izquierdo para suavizar las superficies.

Una vez realizado este ajuste, se selecciona Siguiente para continuar, como se muestra en la Figura 40.

Figura 40

Diseño Libre

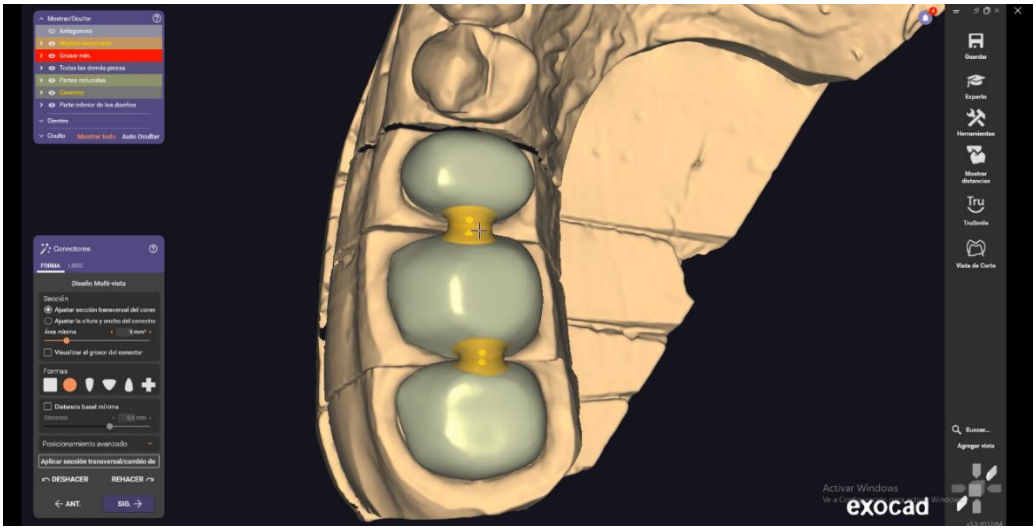


En este paso, el sistema dirige a la colocación de los conectores. Dentro de los parámetros, en la opción área mínima, se establece un valor de 9 mm.

A continuación, se posicionan los conectores según corresponda y, una vez finalizado, se selecciona Siguiente para continuar, como se muestra en la Figura 41.

Figura 41

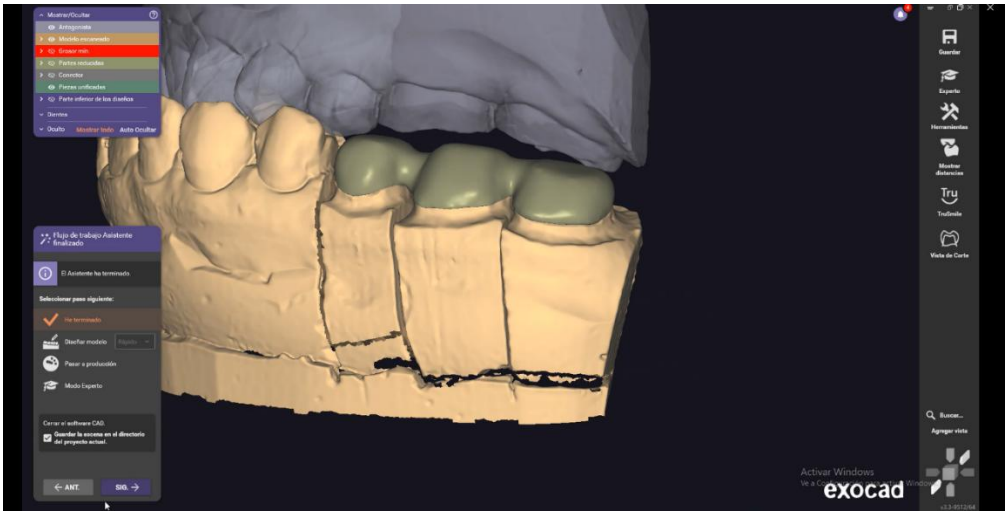
Conectores



En este punto, el proceso queda finalizado. Solo se debe hacer clic en Siguiente, y el diseño se guardará automáticamente en la plantilla correspondiente, como se muestra en la Figura 42.

Figura 42

Finalización del Diseño



En la plantilla, se accede a la opción abrir en explorador. Luego, se copian las cofias ya diseñadas y se guardan en una carpeta nueva para su almacenamiento y organización, como se muestra en la Figura 43.

Figura 43

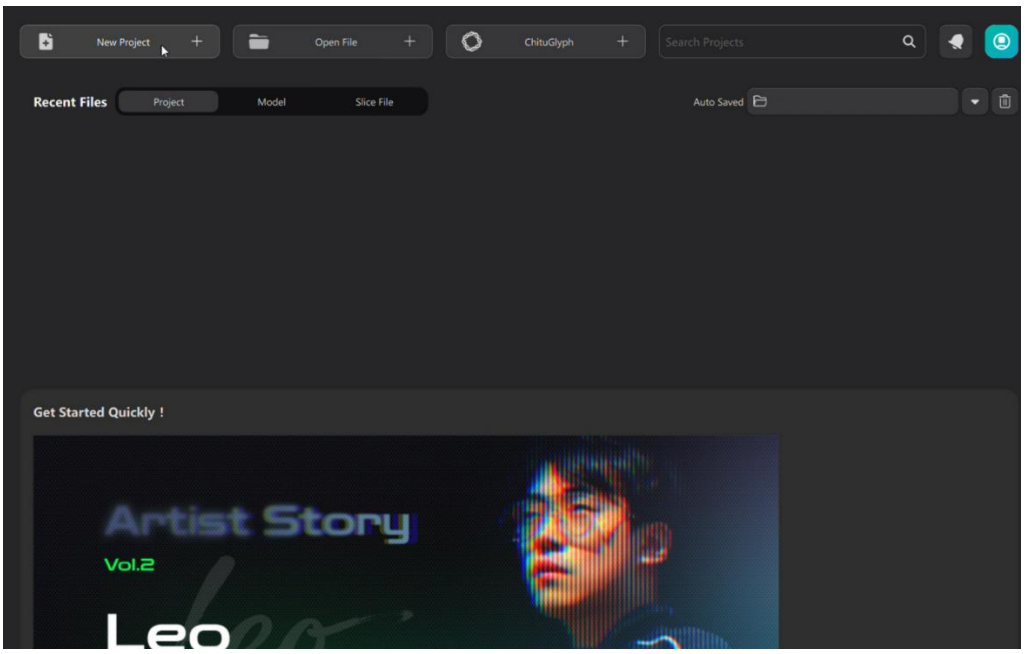
Guardado de Archivo



A continuación, se abre el programa SISMA y se selecciona la opción Nuevo Proyecto para iniciar un nuevo trabajo, como se muestra en la Figura 44.

Figura 44

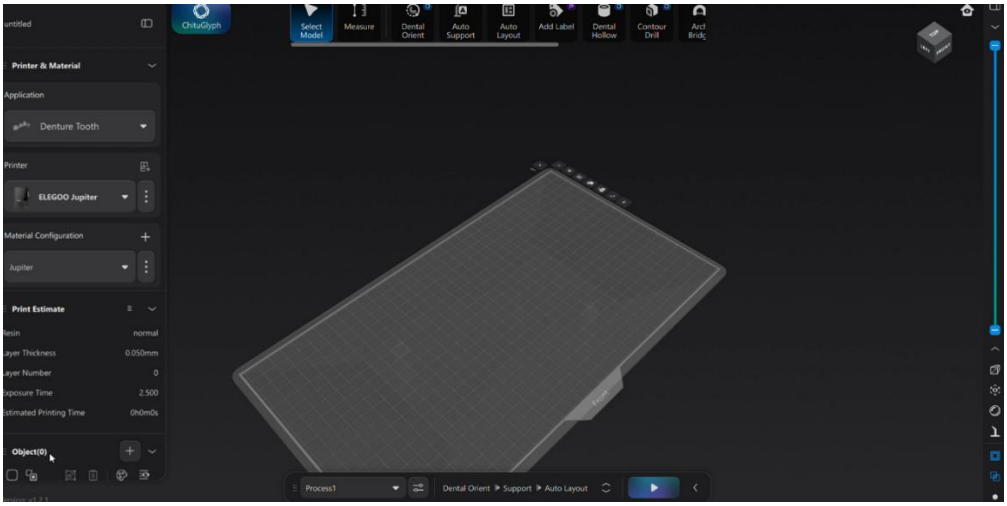
Programa SISMA



Posteriormente, se accede a la opción Objetivo y se hace clic para cargar el archivo donde se guardó el diseño de las cofias, como se muestra en la Figura 45.

Figura 45

Carga de Archivo

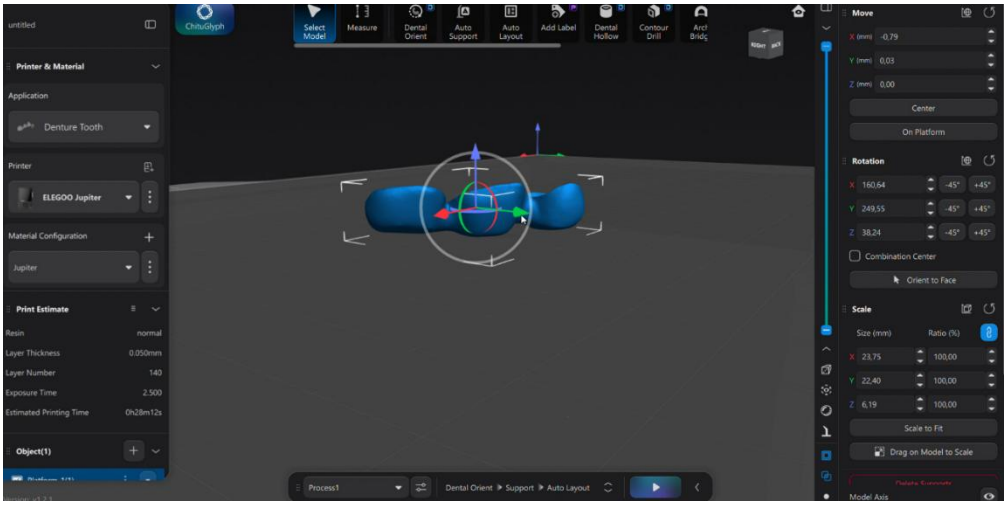


Una vez cargado el archivo, se procede a posicionar las cofias de modo que la vista oclusal quede orientada hacia la tabla. Esto permitirá aplicar correctamente los soportes.

A continuación, se selecciona la opción auto soporte para generar los soportes de manera automática, como se muestra en la Figura 46.

Figura 46

Posicionamiento de las Cofias

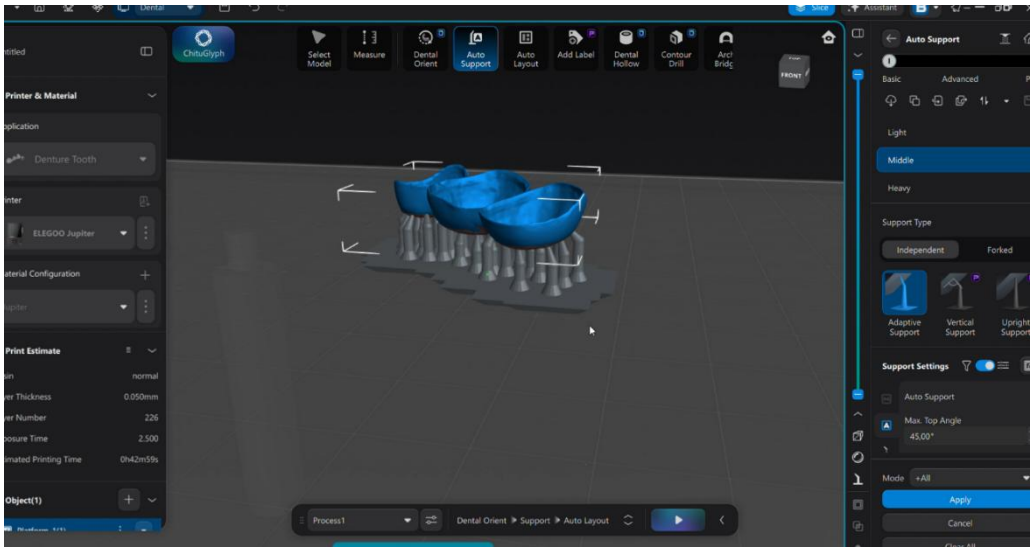


Posteriormente, se hace clic en Aplicar, lo que permite que los soportes se posicionen automáticamente.

Finalmente, se selecciona la opción Guardar para conservar los cambios realizados, como se muestra en la Figura 47.

Figura 47

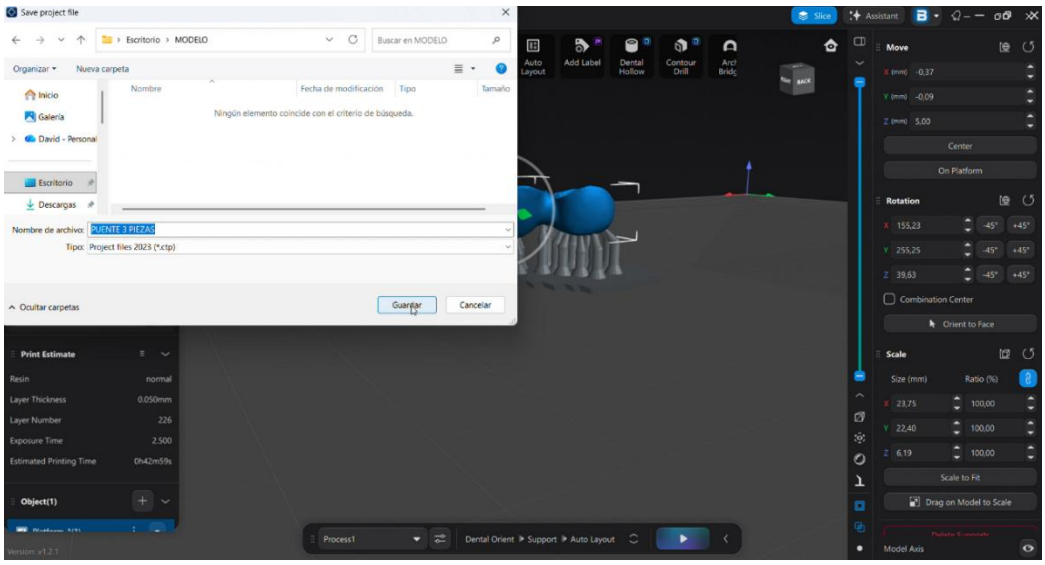
Colocación de Soportes



En este paso, se despliega una ventana donde se debe seleccionar la ubicación de guardado. Se elige la memoria que se utilizará para transferir el archivo a la máquina de sinterizado SISMA, asegurando así su correcta exportación, como se muestra en la Figura 48.

Figura 48

Selección de Carpeta de Guardado



A continuación, se inserta la memoria USB (flash) en la máquina de sinterizado SISMA para cargar el archivo previamente guardado, como se muestra en la Figura 49.

Figura 49

Carga de Archivos en Maquina SISMA



Nota: Generada con IA

Posteriormente, se carga la máquina con una cantidad aproximada de 600 g a 1000 g de polvo metálico. Una vez colocado, se utiliza una espátula para nivelar y aplanar el material, asegurando una superficie uniforme para el proceso de sinterizado, como se muestra en la Figura 50.

Figura 50

Aplicación de Polvo de Metal en Maquina SISMA

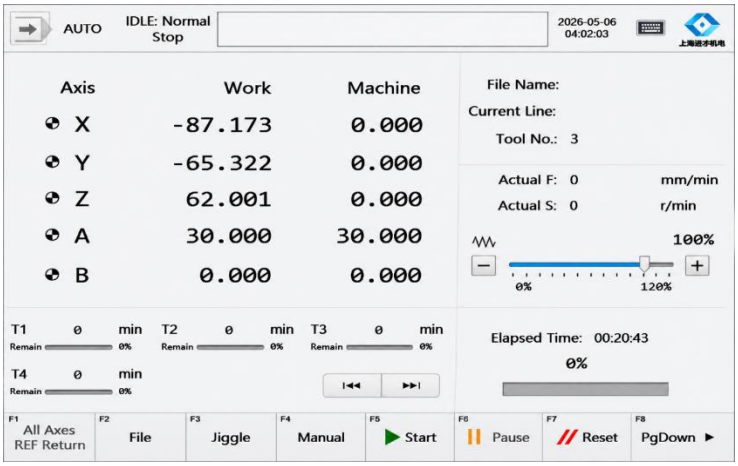


Nota: Generada con IA

A continuación, se accede a la opción File dentro del menú de la máquina para continuar con la carga del archivo, como se muestra en la Figura 51.

Figura 51

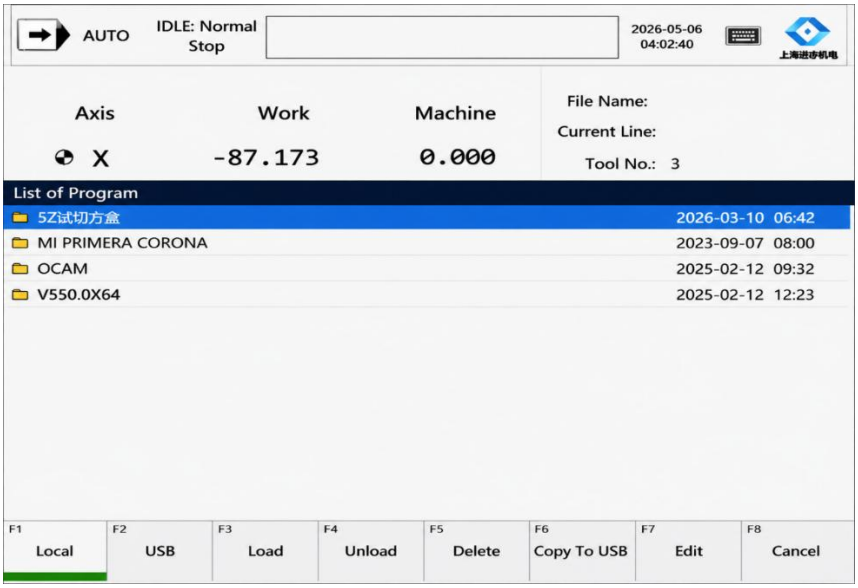
Aplicativo de la Maquina SISMA



En este paso, se navega dentro del menú hasta ubicar la carpeta correspondiente en la memoria USB, donde se encuentra guardado el archivo del diseño, como se muestra en la Figura 52.

Figura 52

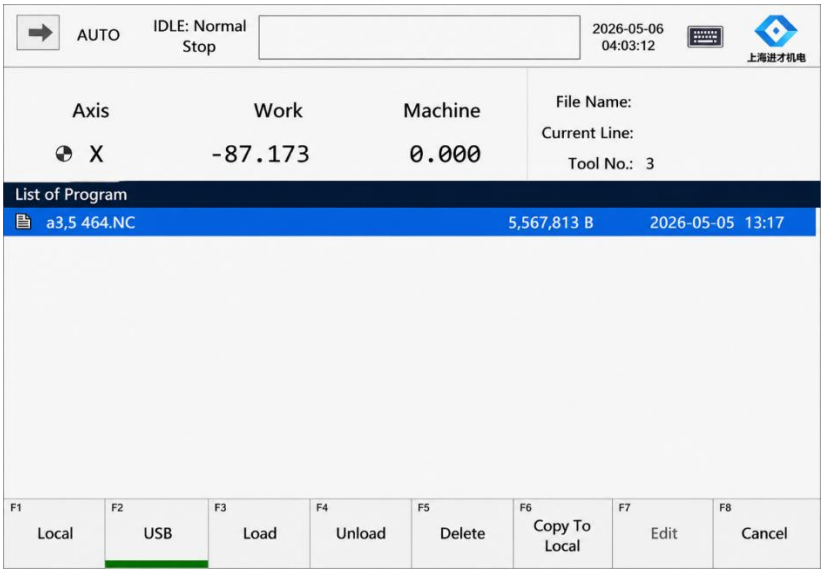
Ubicación de la Carpeta USB



A continuación, se selecciona la carpeta y se hace clic en la opción Copy To Local, con el fin de copiar el archivo directamente en la máquina, como se muestra en la Figura 53.

Figura 53

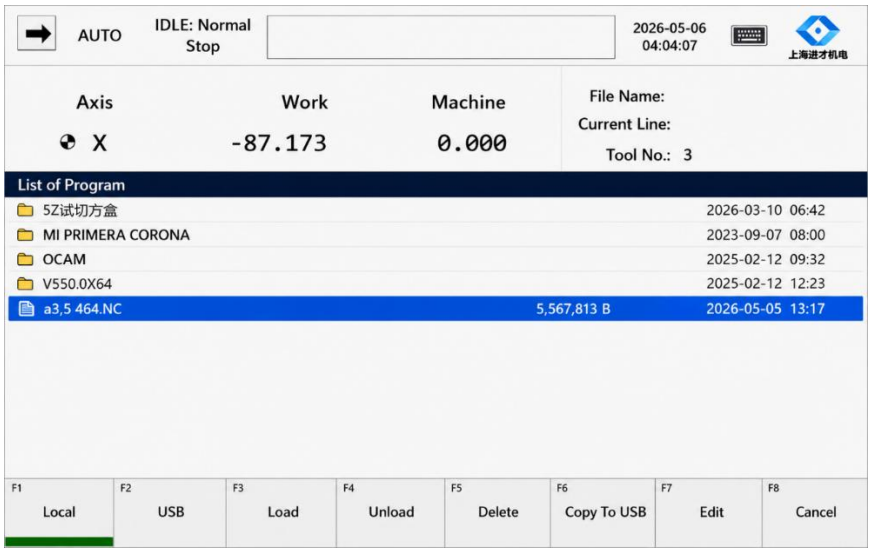
Selección de Carpeta



En este punto, el archivo ya se encuentra copiado en la máquina. A continuación, se selecciona y se hace clic en la opción Load para cargarlo y continuar con el proceso, como se muestra en la Figura 54.

Figura 54

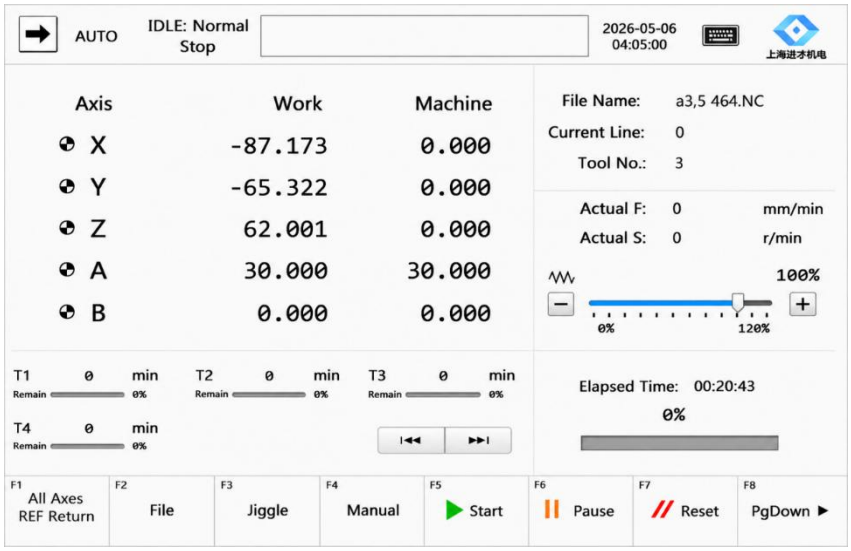
Carga de Archivo



En este punto, se puede verificar que el archivo ha sido agregado correctamente. A continuación, se selecciona la opción Start para que la máquina inicie el proceso de sinterizado, como se muestra en la Figura 55.

Figura 55

Inicio de Proceso de Sinterizado



Una vez finalizado el proceso, se procede a retirar el exceso de polvo metálico utilizando un pincel de cerdas gruesas, asegurando una limpieza adecuada de las piezas obtenidas, como se muestra en la Figura 66.

Figura 56

Limpieza del Polvo

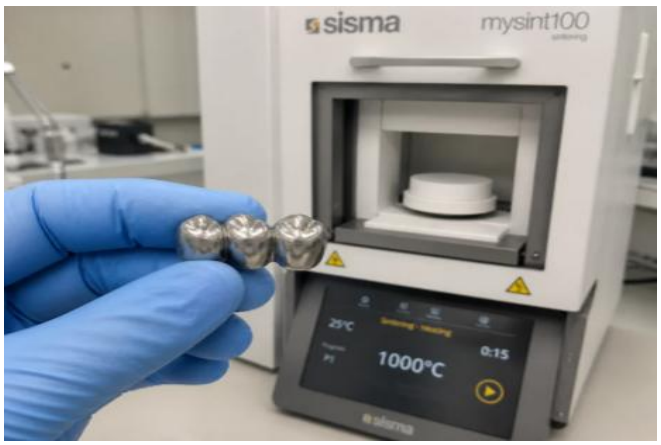


Nota: Generada con IA

Finalmente, se procede a realizar el mismo proceso que en la técnica tradicional: se liberan los apoyos, se lleva a cabo la calibración y se realiza el pulido utilizando fresas de desgaste para metal, con el fin de obtener el ajuste y acabado final de las piezas, como se muestra en la Figura 57.

Figura 57

Proceso Final



Capítulo IV

Resultados y Discusión

4.1 Análisis e Interpretación de Resultados

Como parte del análisis del estudio, se llevó a cabo una encuesta inicial, también se realizó un focus group con el propósito de validar el manual mediante el criterio de técnicos y profesionales del área. Asimismo, se elaboró una matriz de procesos diseñada para analizar las técnicas empleadas en la confección de cofias metálicas. A continuación, se detallan las distintas fases metodológicas utilizadas en el análisis de resultados.

4.1.1 *Resultados Obtenidos en la Encuesta Inicial*

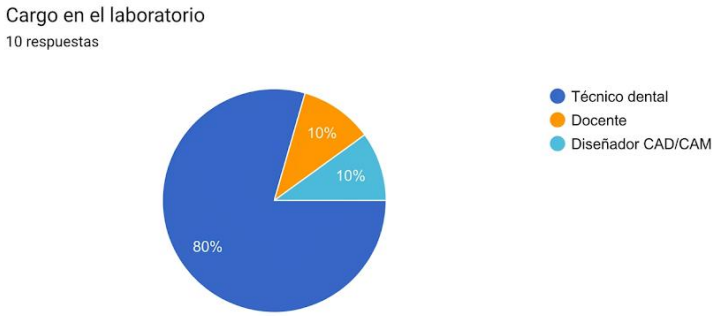
El siguiente apartado muestra los resultados obtenidos en la encuesta inicial, previa a la realización del protocolo, estos resultados han permitido recabar información relevante con el objetivo de abordar contenido relevante dentro del mismo.

- Resultados Pregunta 1

En base a los resultados se obtuvieron que el 80% de los encuestados son técnicos dentales, un 10% son docentes y un 10% son diseñadores CAD/CAM, así como se observa en la Figura 58.

Figura 58

Cargo que ocupa actualmente

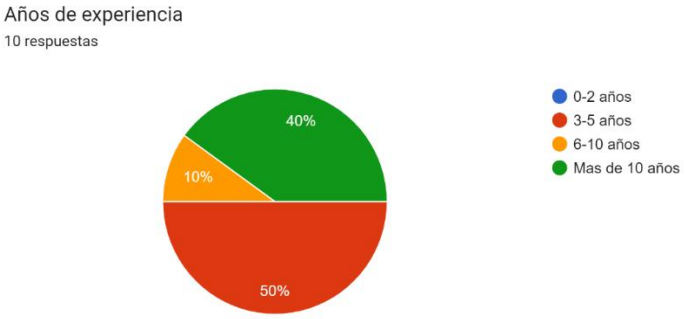


- Resultados Pregunta 2

De acuerdo con la muestra consultada se logra observar que un 40% tienen más de 10 años de experiencia, el otro 50% de 3 a 5 años y un 10% de 6 a 10 años, como se observa en la Figura 59.

Figura 59

Trayectoria Profesional

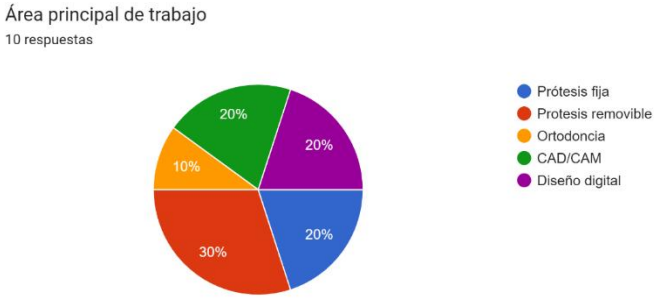


- Resultados Pregunta 3

A partir de las respuestas obtenidas de los participantes, se muestra que con un 30% se desempeñan en el área de prótesis removible, un 20% en prótesis fija y otro 20% en CAD/CAM, un 10% en ortodoncia y por último un 20% en diseño digital, como se observa en la Figura 60.

Figura 60

Ámbito de desempeño laboral



- Resultados previos: Pregunta 4

Según la información proporcionada por la población encuestada, un 80% utiliza la técnica del colado tradicional mientras que un 20% utiliza el sinterizado por láser, como se observa en la Figura 61.

Figura 61

Técnica de fabricación para la confección de estructuras metálicas

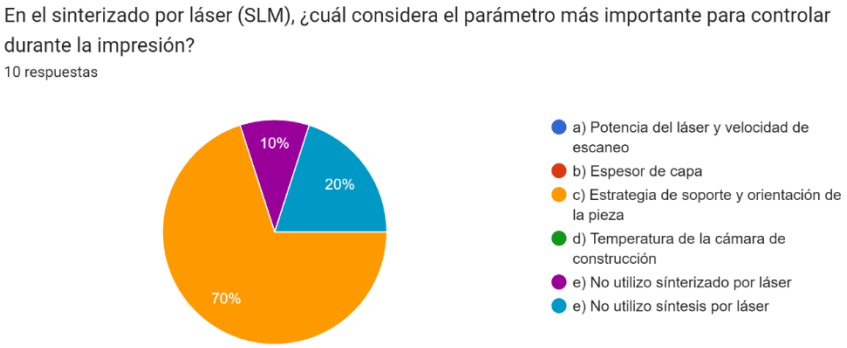


- Resultados Pregunta 5

Con base en los sujetos encuestados se logra distinguir que con un 70% consideran la estrategia de soporte y orientación de la pieza, mientras que con un 30% optan por no utilizar sinterizado por láser, como se observa en la Figura 62.

Figura 62

Variable del proceso que influye de manera más crítica durante la impresión

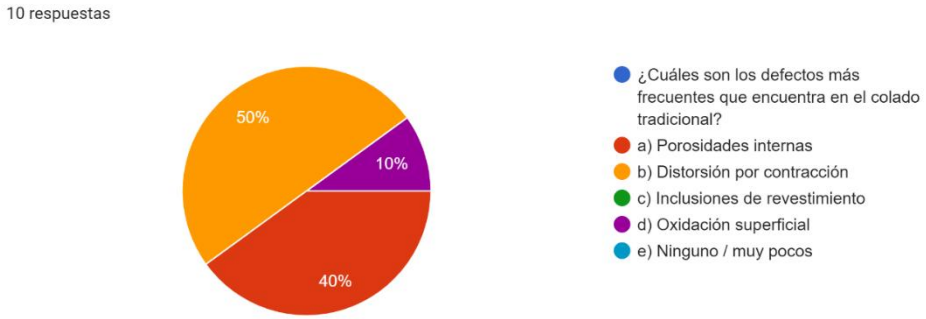


- Resultados previos: Pregunta 6

Partiendo de los datos recolectados, tenemos que un 40% opinan que los defectos más frecuentes que se encuentran en el colado tradicional son las porosidades internas, mientras que un 50% cree en la distorsión por contracción y un 10% en la oxidación superficial, como se observa en la Figura 63.

Figura 63

Fallas estructurales que se presentan con mayor regularidad

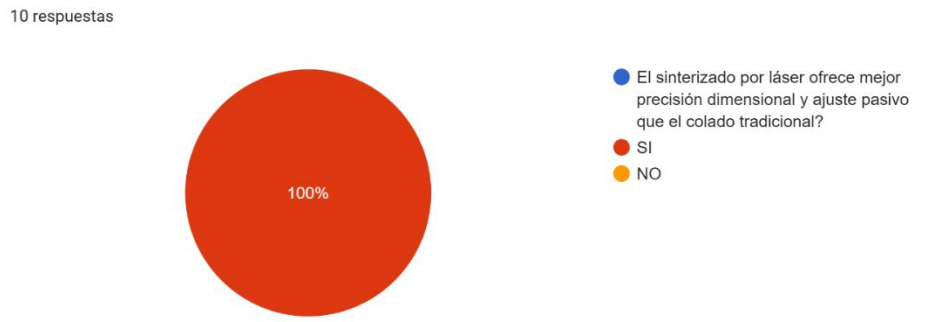


- Resultados previos: Pregunta 7

Tomando en cuenta las opiniones del grupo de estudio se observa que un 100% de los encuestados si creen que el sinterizado de metal por láser ofrece mayores beneficios que el colado tradicional, como se observa en la Figura 64.

Figura 64

El sinterizado por láser minimiza las variaciones dimensionales



- Resultados previos: Pregunta 8

Considerando el criterio de las personas encuestadas, con un 80% verifican el ajuste en el modelo o en boca, un 10% optan por realizar pruebas de porosidad y otro 10% realizan la medición de espesor y peso, como se observa en la Figura 65.

Figura 65

Parámetros críticos de control de calidad postproducción que considera innegociables

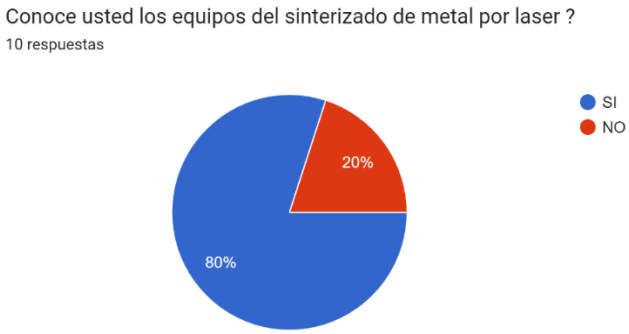


- Resultados Pregunta 9

En función de lo manifestado por los participantes se logra analizar que un 80% de los encuestados si poseen conocimiento de los equipos que se utilizan para el proceso de sinterizado de metal por láser, mientras que un 20% no poseen conocimiento de este, como se observa en la Figura 66.

Figura 66

Maquinaria que se utiliza para el proceso productivo del sinterizado de metal por laser

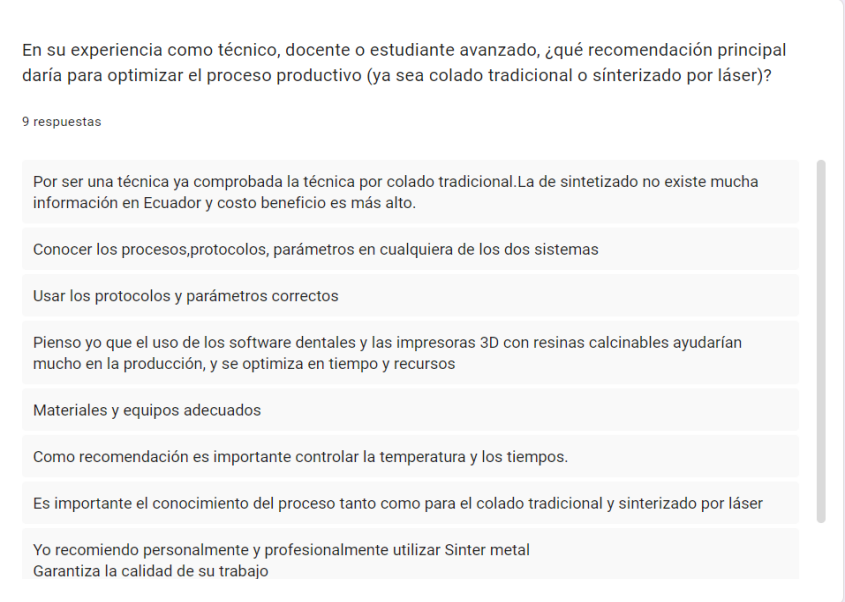


- Resultados Pregunta 10.

Tras analizar los resultados del grupo consultado, podemos concluir que la mayoría recomienda conocer, usar y controlar los tiempos, temperaturas, procesos, parámetros y protocolos para una mejor optimización en el proceso productivo de cualquiera de estas dos técnicas en la aparatología dental, como se observa en la Figura 67.

Figura 67

Recomendaciones para la optimización en el proceso productivo de estructuras metálicas mediante colado tradicional o sinterizado por láser.



4.1.2 *Validación por Expertos / Focus Group*

El focus group se organizó con un objetivo claro: validar nuestra propuesta evaluando que tan práctica, clara y fácil de entender puede resultar. Para lograr una visión completa, contamos con el apoyo de cinco expertos que actuaron como evaluadores: tres docentes y dos técnicos dentales con un amplio conocimiento en la carrera de Aparatología Dental. El grupo estuvo formado por Juan Aguilar Alban, José Luis Miranda Valarezo, Luis Augusto Muñoz Ortega, Cristian Gabriel Palacios Osorio y Derian Antonio Guerrero Párraga. La sesión se hizo de forma virtual por la aplicación de Zoom el miércoles 6 de mayo de 2026, empezó a

las 20:30h y tuvo una duración de 25 minutos. Aquí se buscó un dialogo directo y constructivo, el enfoque cualitativo nos permitió recoger opiniones espontaneas y aprovechar a fondo la experiencia de los profesionales sobre la aplicación real del documento. Al concluir la sesión, el panel de expertos coincidió en que el protocolo es comprensible y funcional para la práctica dentro del laboratorio dental, destacando como principales fortalezas que el contenido técnico mantiene una secuencia lógica y coherente, que las explicaciones de los procesos son claras y directas, y que el marco teórico del documento carece de errores o inconsistencias. Aunque el contenido fue aprobado, los profesionales sugirieron dos estrategias para mejorar la propuesta. La primera es incluir una comparación de costos entre ambas técnicas para facilitar las decisiones económicas en los laboratorios. La segunda es agregar una sección antes de las imágenes que detallen la importancia técnica de cada equipo y material, especificando su función en el flujo de trabajo. Los resultados del focus group confirman la factibilidad del protocolo, las diapositivas quedaron aprobadas en contenido y estructura, cumpliendo con la claridad necesaria para su aplicación real.

A continuación, se describen los resultados obtenidos en la encuesta de focus group:

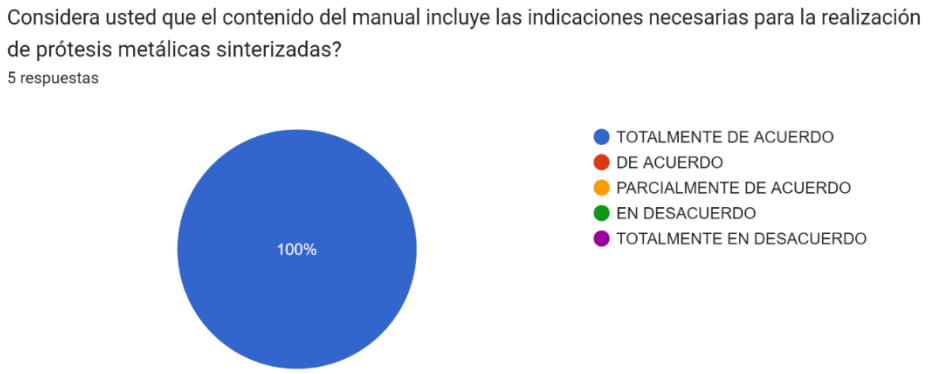
- Pregunta 1: ¿Considera usted que el contenido del manual incluye las indicaciones necesarias para la realización de prótesis metálicas sinterizadas?

Los resultados de la pregunta 1 reflejan una valoración optima sobre la calidad del contenido del manual para la elaboración de prótesis metálicas sinterizadas. La totalidad de los expertos (100%) asigno la calificación máxima de 5 puntos en la escala, situándose en la categoría de “Totalmente de acuerdo”. Este consenso unánime demuestra que el protocolo posee una estructura lógica y una organización sistemática, factores que garantizan una transferencia de información eficiente. Asimismo, la puntuación obtenida ratifica que el documento no solo es comprensible en su lectura, sino que es una herramienta diseñada para

asegurar una ejecución técnica precisa en el entorno laboratorial, como se observa en la Figura 68.

Figura 68

Indicaciones del Manual

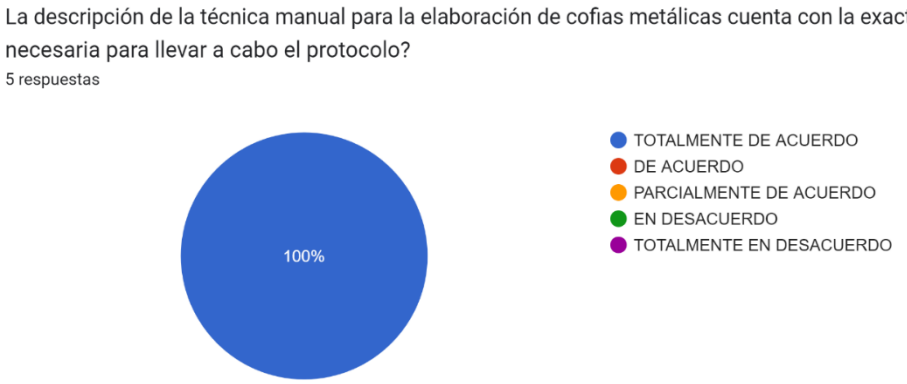


- Pregunta 2: ¿La descripción de la técnica manual para la elaboración de cofias metálicas cuenta con la exactitud necesaria para llevar a cabo el protocolo?

Los hallazgos correspondientes a la segunda pregunta indican una percepción de excelencia por parte de los especialistas consultados. El 100% de la muestra coincidió en que la descripción detallada para la elaboración de cofias metálicas posee el rigor y exactitud técnica indispensables para la ejecución del protocolo. Este indicador alcanzo una calificación promedio de 5, el nivel máximo de la escala prevista. Dicho resultado confirma que la información técnica proporcionada es inequívoca y dota a los profesionales de la precisión necesaria para estandarizar los procesos en el laboratorio, eliminando ambigüedades en la fase operativa, como se observa en la Figura 69.

Figura 69

Descripción del Manual

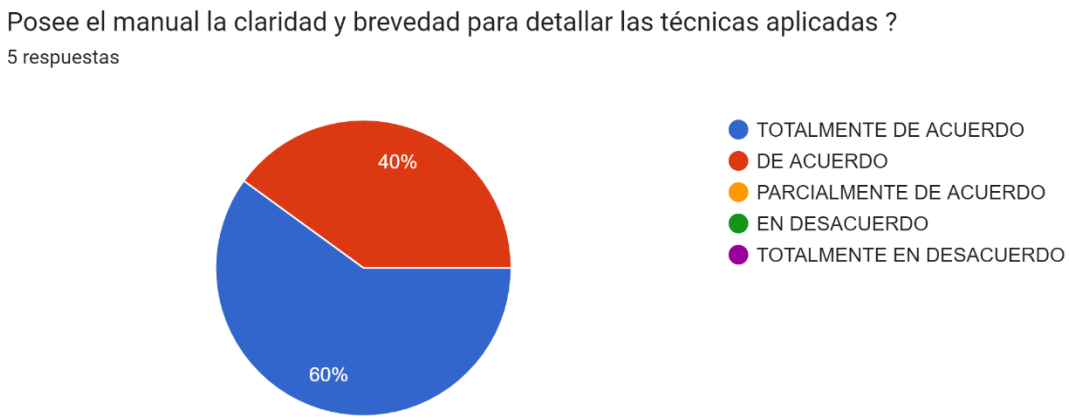


- Pregunta 3 ¿Posee el manual la claridad y brevedad para detallar las técnicas aplicadas?

Los resultados obtenidos en la pregunta tres refleja un alto nivel de conformidad respecto a la claridad y concisión en la explicación de las técnicas críticas. El 60% de los especialistas se posiciono en el nivel máximo de la escala “Totalmente de acuerdo”, mientras que el 40% restante manifestó estar “de acuerdo”. Esta distribución de frecuencias arroja una calificación promedio de 4.60, lo que representa una tendencia marcadamente positiva. El análisis de estos datos confirma que la descripción de las etapas críticas del proceso está debidamente sintetizada, permitiendo que los usuarios comprendan los puntos de control más complejos sin ambigüedades y con total fluidez operativa, como se observa en la figura 70.

Figura 70

Claridad del Manual

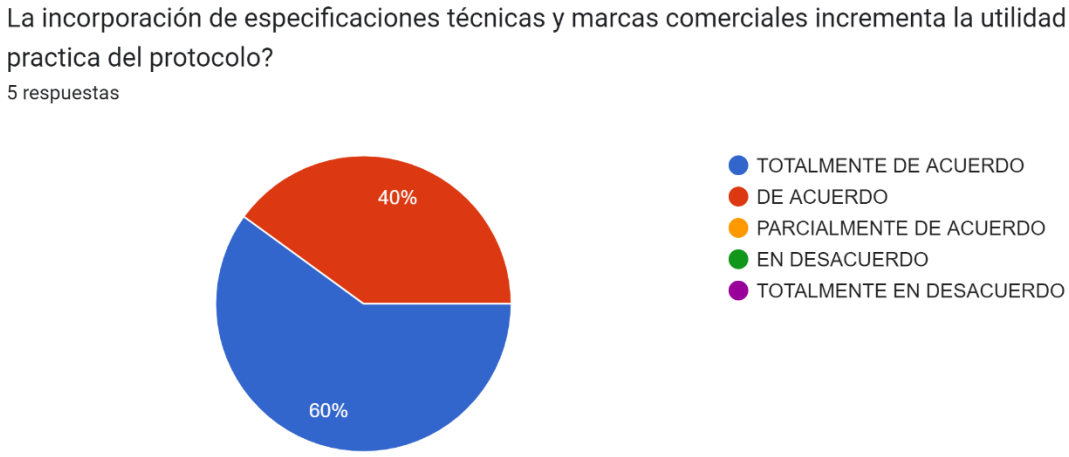


- Pregunta 4 ¿La incorporación de especificaciones técnicas y marcas comerciales incrementa la utilidad práctica del protocolo?

Los resultados de la pregunta 4 subrayan la relevancia de integrar especificaciones técnicas detalladas y referencias a marcas comerciales dentro del protocolo. El 60% de los especialistas se mostró “Totalmente de acuerdo” con esta incorporación, mientras que el 40% restante manifestó esta “De acuerdo”. Con una calificación promedio de 4.6, los resultados evidencian que este nivel de detalle no solo incrementa la utilidad práctica del manual, sino que es un factor determinante para la optimización operativa. La inclusión de datos comerciales y técnicos específicos actúa como un mecanismo de control que favorece la ejecución precisa del procedimiento y contribuye significativamente a la mitigación de errores críticos durante la elaboración de prótesis metálicas, como se observa en la Figura 71.

Figura 71

Especificaciones Técnicas y Marcas



Pregunta 5 ¿Garantiza este protocolo resultados de alta calidad, sobre todo durante las fases de ajuste, pulido y abrillantado final?

Los resultados de la pregunta cinco confirman de manera unánime la eficacia del protocolo como herramienta de control. El 100% de los especialistas coincidió en que el documento cumple una función esencial como guía para garantizar la excelencia del producto final. En esta dimensión, se alcanzó la calificación máxima de 5, validando la solidez de la propuesta. Durante la evaluación, los expertos destacaron específicamente la utilidad de las fases de adaptación, pulido y brillo. Se concluye que la descripción detallada de estas etapas operativas es determinante, ya que dota al técnico de una ruta clara que no solo estandariza la elaboración, sino que eleva significativamente los estándares estéticos y funcionales del producto terminado, asegurando un resultado de alta calidad, como se observa en la Figura 72.

Figura 72

Resultados del Protocolo

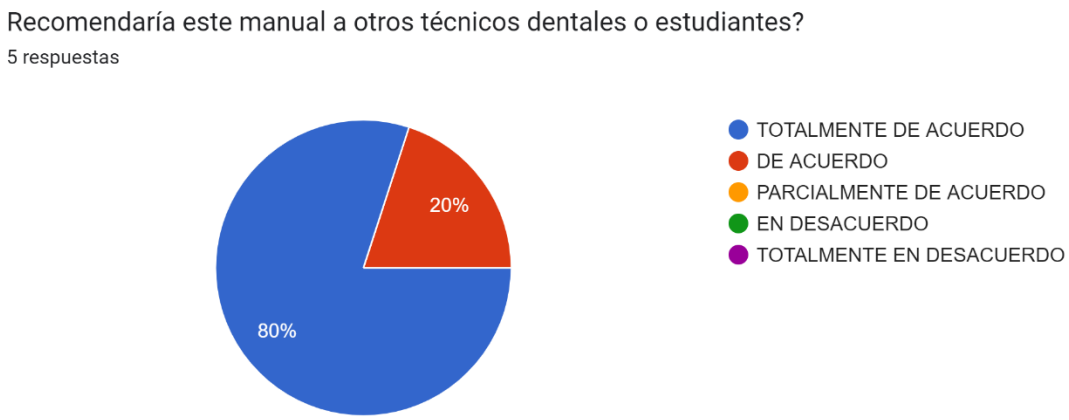


- Pregunta 6 ¿Recomendaría este manual a otros técnicos dentales o estudiantes?

En la pregunta 6 se confirma un sólido respaldo profesional hacia la propuesta. El 80% de los encuestados se mostró “Totalmente de acuerdo” en recomendar el manual a otros técnicos dentales y estudiantes, mientras que el 20% restante se ubicó en la categoría “De acuerdo”. Con una calificación de 4.8, este resultado evidencia un alto nivel de aceptación general dentro de la comunidad experta. Esta tendencia ratifica la pertinencia del protocolo, consolidándolo no solo como un recurso operativo eficaz para el laboratorio, sino también como una herramienta académica y profesional indispensable para la estandarización del aprendizaje y la practica en el área de la prótesis dental, como se observa en la Figura 73.

Figura 73

Recomendaciones

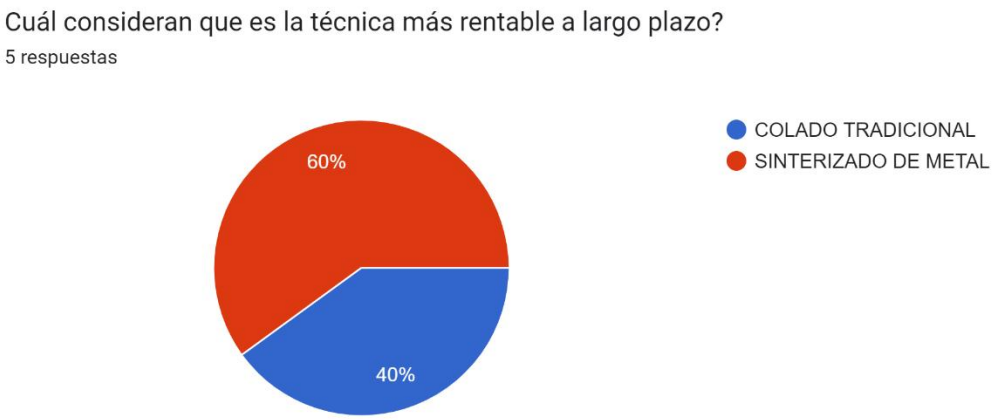


- Pregunta 7 ¿Cuál consideran que es la técnica más rentable a largo plazo?

Los resultados de la pregunta 7 revelan una división de criterios respecto a la viabilidad económica de las tecnologías evaluadas. El 60% de los especialistas consultados sostienen que el sinterizado de metal por láser representa la técnica más rentable en una proyección a largo plazo. Por el contrario, el 40% de la muestra mantiene su preferencia por el colado tradicional como la opción más costo-eficiente. Esta distribución de opiniones sugiere que, si bien existe una tendencia favorable hacia la innovación tecnológica y la automatización, una parte significativa de los expertos aun valora la rentabilidad del método convencional, posiblemente asociada a menor costos de inversión inicial o al dominio de la técnica, como se observa en la Figura 74.

Figura 74

Rentabilidad entre Ambas Técnicas

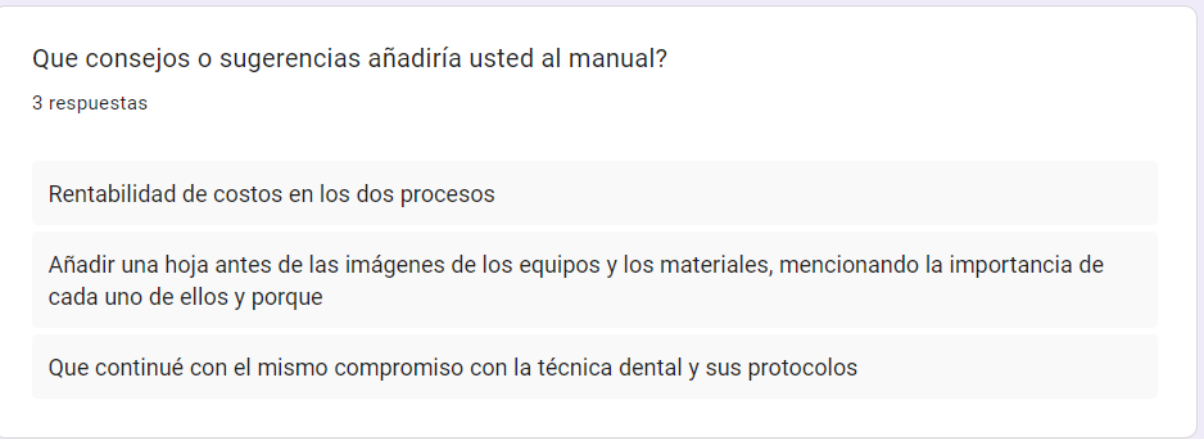


- Pregunta 8 ¿Que consejos o sugerencias añadiría usted al manual?

En la pregunta ocho, dedicado a la recolección de observaciones cualitativas, los especialistas aportaron sugerencias estratégicas orientadas a incrementar el valor pedagógico y operativo del manual. Las recomendaciones se agrupan en dos ejes principales: Como primer eje los expertos sugieren integrar un apartado detallado sobre la rentabilidad de costos comparativa entre el colado tradicional y el sinterizado laser. Esta adición permitiría al técnico o estudiante no solo comprender la ejecución técnica, sino también evaluar el impacto financiero y la eficiencia de cada proceso en el entorno comercial. Como segundo eje se recomienda la inserción de una sección descriptiva previa al catálogo visual de equipos y materiales. El objetivo de esta hoja es fundamentar la importancia técnica y la justificación funcional de cada recurso, explicando el “porque” de su selección dentro del flujo de trabajo de la aparatología dental, como se observa en la Figura 75.

Figura 75

Sugerencias



4.1.3 *Matriz de Validación del Producto*

Los datos obtenidos dentro de la tabla cumplen con los requisitos necesarios para ser clínicamente aceptables y seguras. Su objetivo principal es garantizar que cada cofia cumpla con estándares de precisión, resistencia y biocompatibilidad, evitando problemas como filtración, fracturas o mala adaptación, a continuación, se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2

Matriz de Validación

Criterio	Colado tradicional	Sinterizado digital
Precisión marginal	Adaptable, depende la habilidad manual	Superior, adaptación
Estandarización y repetitividad	Baja, sujeta a variables de temperatura/expansión	Alta, control absoluto
Acabado superficial manual	Excelente post-pulido	Requiere pulido para eliminar rugosidad del sinterizado
Eficiencia de a tiempo activo	Alta demanda de horas	Alta productividad, procesos automatizados

4.2 Discusión de Resultados

Este proyecto cumplió satisfactoriamente con el objetivo de comprar y sistematizar los procesos de colado tradicional y sinterizado de metal, fortaleciendo este análisis en la creación de un protocolo técnico validado por expertos. Los hallazgos confirman que, si bien la técnica de colado tradicional se mantiene como el estándar predominante debido a su accesibilidad económica e infraestructura actual, el sinterizado por láser emerge como una alternativa superior en términos de precisión dimensional y predictibilidad clínica. En este sentido, el manual operativo diseñado alcanzó el objetivo específico de proporcionar una herramienta guía clara y exacta, logrando una aceptación unánime por parte de los encuestados, quienes destacaron la precisión de sus indicaciones técnicas. Esta valoración positiva resulta critica para el proyecto, puesto que el documento busca mitigar la brecha existente entre los avances tecnológicos internacionales y la práctica local en el Instituto TESA, donde la ausencia de protocolos estandarizados ha limitado históricamente la capacitación orientada a las nuevas tecnologías de manufactura aditiva.

Asimismo, los resultados obtenidos en la fase de diagnóstico muestran una sólida convergencia con la literatura científica de referencia. Mientras que los profesionales encuestados identificaron la distorsión por contracción y la porosidad interna como las fallas mecánicas más recurrentes en el colado tradicional, el marco teórico respalda que estas deficiencias son inherentes a las estructuras dendríticas y a los drásticos cambios térmicos propios de la fundición convencional. A diferencia de la literatura técnica, demuestra que el sinterizado laser logra brechas marginales situadas entre los 50 y 80 μm, valores significativamente menores al límite clínico convencionalmente aceptado de 120 μm, lo que garantiza un sellado biológico netamente superior al del método manual. Por último, la marcada preferencia de los expertos por el sinterizado como la técnica más rentable a largo plazo se fundamenta en la optimización de los tiempos de producción en el laboratorio y en la

reducción drástica de los errores humanos, ventajas competitivas alcanzadas gracias a la precisión del control computarizado y el flujo de trabajo CAD/CAM .No obstante, los altos costos iniciales de equipamiento y la necesidad de personal altamente capacitado siguen siendo barreras operativas importantes en el contexto local. La implementación del protocolo propuesto en el Instituto TESA tiene efectos directos en la calidad de vida de los pacientes, al asegurar el diseño y la manufactura de restauraciones con una mayor longevidad y un ajuste marginal optimo. No obstante, el estudio reconoce ciertas limitaciones de carácter económico, dado que el acceso a los equipos de sinterizado laser aún se encuentran restringidos a laboratorios debido a sus elevados costos de inversión comercial. Asimismo, el alcance de este proyecto se delimitó exclusivamente al análisis de prótesis fijas elaboradas en cromo-cobalto, excluyendo otros materiales emergentes de alta demanda actual como el zirconio.

Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

El protocolo diseñado se consolida como una herramienta pedagógica y operativa muy confiable, respaldada por un 100% de aprobación de los profesionales en cuanto a su exactitud técnica y su utilidad práctica. Con estos estudios, se concluye que el sinterizado de metal por láser es una técnica superior al colado tradicional en precisión y previsibilidad. Mientras que el método tradicional presenta fallas en el 90% de las estructuras, sobre todo por porosidades y distorsión térmica, el sinterizado laser logra un ajuste marginal inmejorable. La integración de los sistemas CAD/CAM no solo mejora la microestructura del metal, sino que elimina las variaciones propias de la destreza manual. Así, el proceso productivo pasa de ser artesanal a industrializado, garantizando resultados repetibles, estéticos y funcionales. A pesar de que el 80% de los técnicos aun dependen del colado tradicional, la mayoría coincide en que el láser reduce al mínimo errores críticos como la porosidad interna y la contracción térmica, que afectan a casi todas las estructuras. Por último, implementar este protocolo prepara mejor a los estudiantes de Aparatología Dental para los procesos digitales en la actualidad y, sobre todo, mejora la calidad de vida de los pacientes al asegurar restauraciones con mejor sellado.

Recomendaciones

Con base en los resultados y las observaciones que se obtuvieron durante la validación del protocolo, se plantean las siguientes recomendaciones: como sugerencias principales, ampliar el manual de procedimientos incorporando una matriz comparativa de costos operativos entre el colado tradicional y el sinterizado láser. A su vez, atendiendo a las sugerencias del focus group, se recomienda incluir, previa al flujo de trabajo, una sección teórica-técnica justificada. En la que se deberá explicar de manera detallada la función y los principios científicos de cada máquina involucrada, con el fin de que el usuario no solo realice los pasos de forma mecánica, sino que comprenda la parte científica a cada etapa del proceso. Debido a que el proyecto se centró en aleaciones de cromo-cobalto, se propone para futuras investigaciones evaluar el comportamiento del titanio y sus aleaciones bajo los mismos protocolos de sinterizado. Del mismo modo, se recomienda implementar una fase de seguimiento clínico que permita monitorear el comportamiento de las cofias fabricadas mediante el protocolo propuesto en pacientes reales. Dicho seguimiento deberá evaluar, entre otros parámetros, el mantenimiento del sellado marginal bajo carga oclusal y la influencia del pH. Por último, considerando la rapidez de los avances en software CAD/CAM y en sistemas de impresión metálica por láser, se propone establecer un plan de revisión y actualización anual del manual. Este proceso deberá incorporar las nuevas funciones de diseño disponibles, garantizando así la vigencia técnica del documento.

Referencias Bibliográficas

Alexandre, M. (2025). *Protesis dental fija.* Tomado de: https://www.vitaldent.com/es/protesis-dental-fija

Arcas Gili, M. (2012). *Estudio de la corrosión y la liberación de metales de aleaciones dentales de base Co-Cr.* Tomado de: https://upcommons.upc.edu/server/api/core/bitstreams/c67d6d9f-2176-4b5d-9061-9c83ebf3a58a/content

Carvajal, J. (2001). *Protesis fija: preparaciones biologicas, impresiones y restauraciones provisionales.* Editorial Mediterraneo. Tomado de: https://diagnosticodentofacial.com.mx/assets/pdf/libros/ProtesisFija_Juan_Carlos_Carvajal.pdf

Cisneros, S. (2021*). Aleación de metales en prótesis fija*. Tomado de: https://es.scribd.com/presentation/510384761/ALEACION-DE-METALES-EN-PROTESIS-FIJA

Ehrenfest, D. M., V. B., V. M., Al-Haj Husain, N., Pippenger, B. E. (2016). *Microestructuras y propiedades mecánicas de aleaciones dentales de Co-Cr fabricadas mediante tres técnicas de procesamiento basadas en CAD/CAM*. Tomado de: https://www.mdpi.com/1996-1944/9/7/596

Espinoza-Vivas, S., & García-Rivera, R. (2018). *Biotoxicidad del níquel y cromo en las aleaciones de uso odontológico. Revista Estomatológica Herediana*, 28(1), 14-22. Tomado de: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552018000100002

Gonzales, J. (2024*). Adaptación de cofias metálicas confeccionadas con la técnica de fusión selectiva laser según ángulo de convergencia, altura del muñón y curvatura de línea de terminación*. Tomado de:

https://repositorio.upch.edu.pe/server/api/core/bitstreams/117c2804-0257-4476-9759-47ce61094024/content

Losa, P. (2024). *Qué es una Prótesis Dental Fija*. Tomado de: https://beoneface.com/blog/que-es-una-protesis-dental-fija

LSR Precision Forge. (s. f.). *Fundición a la cera perdida vs. fundición en arena: Pros, contras y diferencias clave.* Tomado de: https://www.lsrpf.com/es/blog/investment-casting-vs-sand-casting-pros-cons-key-differences

Mahmoud, M. A., El-Bialy, T., & El-Meligy, O. (2014*). Biocompatibilidad de las aleaciones dentales utilizadas en prótesis dentales fijas. Revista de Investigación Avanzada*. Tomado de: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1687857414000407

Parra Carranza, J. A., Alarcón Larco, M. F., y Carrera Bayas, I. A. (2023). *Adaptación marginal e interna de cofias fabricadas por métodos convencionales, CAD/CAM de fresado y sinterizado por láser.* Tomado de: https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2023/od234b.pdf

Sánchez-Sánchez, M. A., & Espinoza-Vivas, S. (2020). *Citotoxicidad de las aleaciones de níquel-cromo y cobalto-cromo sobre fibroblastos gingivales humanos: revisión de la literatura. Revista Estomatológica Herediana*, 30(3), 153-162. Tomado de: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552020000300153

Shillingburg, H. T., Whitsett, S., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (2000). *Fundamentos esenciales en prótesis fija.* Tomado de: https://es.scribd.com/doc/63959334/Fundamentos-Esenciales-en-Protesis-Fija-SHILLINGBURG

Solís Cabrera, P. (2008). *Aleaciones protésicas de uso odontológico; características y aplicaciones clínicas. Repositorio Institucional de la UNAM*. Tomado de: https://tesiunamdocumentos.dgb.unam.mx/pd2008/0626203/0626203.pdf

Zhang, B., Li, Y., Han, X., & Wang, H. (2015). *Revisión de la fusión selectiva por láser: materiales y aplicaciones.* Tomado de: https://pubs.aip.org/aip/apr/article-abstract/2/4/041101/123739/Review-of-selective-laser-melting-Materials-and?redirectedFrom=fulltext

ANEXO A. ENCUESTA INICIAL

Encuesta inicial para el proceso productivo de la elaboración del colado de metal tradicional y sinterizado por láser

Descripción del formulario

Cargo en el laboratorio

- Técnico dental
- Auxiliar
- Docente
- Estudiante

Años de experiencia

- 0-2 años
- 3-5 años
- 6-10 años
- Mas de 10 años

Área principal de trabajo

- ○ Prótesis fija
- ○ Protesis removible
- ○ Ortodoncia
- ○ CAD/CAM
- ○ Diseño digital

¿Cuál es el método que utiliza con mayor frecuencia para elaborar estructuras de metal?

- ○ a) Colado tradicional
- ○ b) Sínterizado por láser (SLM)

En el sinterizado por láser (SLM), ¿cuál considera el parámetro más importante para controlar durante la impresión?

- a) Potencia del láser y velocidad de escaneo
- b) Espesor de capa
- c) Estrategia de soporte y orientación de la pieza
- d) Temperatura de la cámara de construcción
- e) No utilizo sínterizado por láser

Pregunta

¿Cuáles son los defectos más frecuentes que encuentra en el colado tradicional?

- a) Porosidades internas
- b) Distorsión por contracción
- c) Inclusiones de revestimiento
- d) Oxidación superficial
- e) Ninguno / muy pocos

Pregunta

- ◯ El sinterizado por láser ofrece mejor precisión dimensional y ajuste pasivo que el colado tradicional?
- ◯ SI
- ◯ NO

¿Qué controles de calidad realiza obligatoriamente al final del proceso productivo?

- ◯ a) Verificación de ajuste en modelo / boca
- ◯ b) Radiografía o prueba de porosidad
- ◯ c) Medición de espesor y peso
- ◯ d) Análisis de tensión residual (solo láser)
- ◯ e) Ninguno específico

Conoce usted los equipos del sinterizado de metal por laser ?

- ◯ SI
- ◯ NO

En su experiencia como técnico, docente o estudiante avanzado, ¿qué recomendación principal daría para optimizar el proceso productivo (ya sea colado tradicional o sínterizado por láser)?

Texto de respuesta larga

ANEXO B. ENCUESTA FOCUS GROUP

FOCUS GROUP

Descripción del formulario

Considera usted que el contenido del manual incluye las indicaciones necesarias para la realización de prótesis metálicas sinterizadas?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

La descripción de la técnica manual para la elaboración de cofias metálicas cuenta con la exactitud necesaria para llevar a cabo el protocolo?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

Posee el manual la claridad y brevedad para detallar las técnicas aplicadas ?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

La incorporación de especificaciones técnicas y marcas comerciales incrementa la utilidad practica del protocolo?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

Garantiza este protocolo resultados de alta calidad, sobre todo durante las fases de ajuste, pulido y abrillantado final?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

Recomendaría este manual a otros técnicos dentales o estudiantes?

- TOTALMENTE DE ACUERDO
- DE ACUERDO
- PARCIALMENTE DE ACUERDO
- EN DESACUERDO
- TOTALMENTE EN DESACUERDO

Cuál consideran que es la técnica más rentable a largo plazo?

- COLADO TRADICIONAL
- SINTERIZADO DE METAL

Que consejos o sugerencias añadiría usted al manual?

Texto de respuesta larga

ANEXO C. PRESENTACIÓN DE MANUAL



TECNOLÓGICO SAN ANTONIO Tesa

CERTIFICADO DE ORIGINALIDAD
TESA

La Dirección de Titulación, certifica que el trabajo final presentado por **SANCHEZ RINCON YERSON DAVID**, ha sido sometido a un análisis de similitud mediante la herramienta Turnitin.

El resultado obtenido refleja un **12%** de similitud, porcentaje que se encuentra dentro de los parámetros establecidos por el Instituto Superior Tecnológico San Antonio – TESA, cumpliendo con los criterios de originalidad y autenticidad académica exigidos.

Quito, 03 de junio del 2026

TECNOLÓGICO SAN ANTONIO Tesa

COORDINACIÓN TITULACIÓN