

INTEGRACIÓN DE HERRAMIENTAS DIGITALES EN EL PROCESO DE DISEÑO Y FABRICACIÓN DE BARRAS SOPORTE PARA PRÓTESIS HÍBRIDAS IMPLANTOSOPORTADAS EN PACIENTES TOTALMENTE EDÉNTULOS

David Felipe Pérez López, Diego Alejandro Alfonso Arango, Óscar Rodrigo López & Jorge Andrés García Barbosa

RESUMEN

Motivación: La fabricación de prótesis dentales implantosoportadas enfrenta grandes desafíos, ya que los métodos tradicionales basados en técnicas artesanales y con poca estandarización generan variaciones dimensionales, afectan las propiedades mecánicas y limitan la personalización anatómica. Estas inconsistencias comprometen la funcionalidad de las prótesis, aumentando el riesgo de fracturas, desajustes o pérdida de osteointegración. Ante estas limitaciones, resulta necesario explorar alternativas tecnológicas como el diseño digital (CAD/CAM/CAE) y la fabricación aditiva, que permiten mayor precisión, eficiencia y adaptabilidad, garantizando prótesis más duraderas.

Planteamiento del problema: Las prótesis dentales son fundamentales en la rehabilitación de pacientes edéntulos, pero en muchos casos aún se fabrican mediante procesos rudimentarios, donde la geometría se genera manualmente, lo que puede ocasionar complicaciones por la falta de precisión en los resultados. La implementación de herramientas de diseño asistido garantiza una mejor definición geométrica y una mayor personalización para cada paciente.

Metodología: Las prótesis dentales son fundamentales en la rehabilitación de pacientes edéntulos, pero aún se fabrican mediante procesos rudimentarios. Por ejemplo, en las barras implantosoportadas, el recorrido de la geometría se define manualmente con técnicas artesanales: usando hilo dental encerado para unir cilindros de cera (que simulan los implantes) y luego fundiendo el metal en un molde de revestimiento. Este método, aunque funcional, carece de precisión y repetibilidad. La implementación de herramientas de diseño asistido (CAD/CAM) permitiría optimizar la geometría, garantizando un ajuste más exacto y personalizado, así como mayor eficiencia en la producción.

Resultados: El análisis permitió identificar diferencias biomecánicas y dimensionales entre las geometrías evaluadas. La barra cuadrada presentó el mejor desempeño estructural, la circular se destacó por su ligereza con resistencia adecuada, la I mostró un comportamiento intermedio y la H resultó la menos favorable. Las mediciones físicas confirmaron una alta concordancia dimensional entre el modelo CAD y las piezas fabricadas. Además, la fundición a la cera perdida demostró ser un método eficaz para reproducir con fidelidad las geometrías diseñadas digitalmente, asegurando que los resultados obtenidos se reflejaran en las piezas físicas.

Conclusión: El uso de herramientas digitales en el diseño y fabricación de barras implantosoportadas permitió obtener estructuras precisas, personalizadas y biomecánicamente eficientes. La geometría cuadrada mostró el mejor desempeño global por su rigidez y seguridad, mientras que la circular destacó por su ligereza con resistencia adecuada. En cambio, la geometría en H fue la menos favorable. Estos hallazgos evidencian el potencial clínico de la metodología digital frente a los procesos tradicionales.

1. Introducción

En los últimos años las prótesis híbridas han representado una solución innovadora en la odontología restaurativa al combinar características tanto de las prótesis fijas como de las removibles. Estas prótesis se diseñan para ofrecer estabilidad, durabilidad y funcionalidad a pacientes que han sufrido la pérdida parcial o total de dientes [1]. Su diseño y fabricación implica varias etapas, como la toma de impresiones dentales que determinarán el caso según la anatomía bucal del paciente, la elaboración del núcleo metálico o barra soporte fabricada en titanio o cromo-cobalto mejorando la distribución de las fuerzas masticatorias y el recubrimiento cerámico que brinda biocompatibilidad y resistencia para fabricar dientes artificiales [2]. La combinación de subestructuras metálicas con recubrimientos acrílicos en las prótesis híbridas permite una distribución de fuerzas equilibrada sobre los implantes, promoviendo una carga adecuada y minimizando el riesgo de complicaciones a largo plazo como pueden ser un

desajuste oclusal por cambios en la estructura ósea, fracturas de la subestructura metálica por fatiga del material o desgaste del recubrimiento acrílico. [3].

El desarrollo de tecnologías digitales, como el escaneo intraoral, la impresión 3D y las herramientas de diseño asistido por computadora (CAD/CAM/CAE), ha revolucionado la fabricación de prótesis implantosoportadas, al mejorar la precisión, personalización y tiempos de producción. No obstante, en contextos con recursos limitados, la fabricación artesanal mediante fundición y modelado manual continúa siendo utilizada [4], [5].

El uso de prótesis implantosoportadas en pacientes edéntulos ofrece beneficios en funcionalidad, estética y resistencia, generalmente mediante la colocación de varios implantes unidos por una barra soporte [6]. La integración de tecnologías CAD/CAE/CAM permite optimizar este proceso, obteniendo modelos tridimensionales precisos, evaluando el comportamiento mecánico mediante análisis por elementos finitos (FEA) y determinando la ubicación óptima de los implantes [7], [8].

En este estudio se diseñó y fabricó una prótesis híbrida utilizando el proceso de fundición a la cera perdida, incorporando herramientas computacionales de ingeniería como el análisis por elementos finitos y software de modelado 3D para generar y validar las geometrías [9].

2. Diseño de las barras implantosoportadas

En la Figura 1 se presenta un diagrama de bloques que sintetiza el procedimiento metodológico seguido para la generación de las barras implantosoportadas. Dicho esquema permite visualizar de manera secuencial cada una de las fases, desde la digitalización inicial del modelo físico del maxilar hasta el ensamblaje final de la barra protésica. El flujo de trabajo integra técnicas de escaneo tridimensional, procesamiento digital de geometrías, modelado asistido por computadora y validación mediante impresión 3D, las cuales se complementan con la preparación de interfaces de anclaje y el diseño de trayectorias adaptadas a la anatomía del paciente. De esta forma, el diagrama no solo resume los pasos técnicos fundamentales, sino que también constituye la base sobre la cual se desarrollan las etapas posteriores de análisis y fabricación descritas en esta sección.

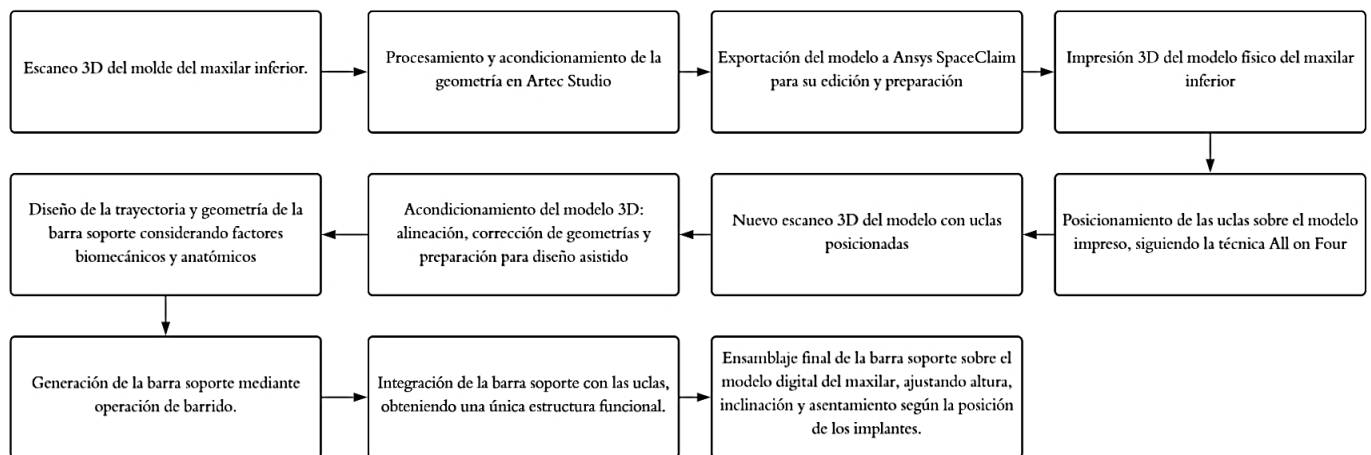


Figura 1. Diagrama de bloques del flujo de trabajo para la generación de geometrías de barras implantosoportadas.

Fuente: Autores.

2.1 Escaneo del modelo en yeso del maxilar

El proceso comenzó con la obtención de un modelo físico del maxilar edéntulo, para lo cual un odontólogo especializado realizó una impresión dental convencional utilizando alginato como material de molde. Esta técnica estándar en la práctica clínica permitió capturar con precisión la anatomía de la cavidad oral. A partir de esta impresión se elaboró un modelo maestro en yeso tipo IV, que reprodujo fielmente las características anatómicas del paciente, incluyendo rebordes residuales y la relación oclusal.

Este modelo de yeso se digitaliza mediante un escáner 3D Artec Spider 8, con una precisión de captura de ± 0.02 mm. La nube de puntos obtenida se procesó en el software Meshmixer, donde se optimizó la superficie, corrigieron irregularidades menores y se

generó una malla tridimensional cerrada lista para su fabricación. Para validar la anatomía antes del diseño protésico, el modelo digital se materializó mediante impresión 3D en PLA (usando una impresora Creality Ender), conservando todos los detalles relevantes.

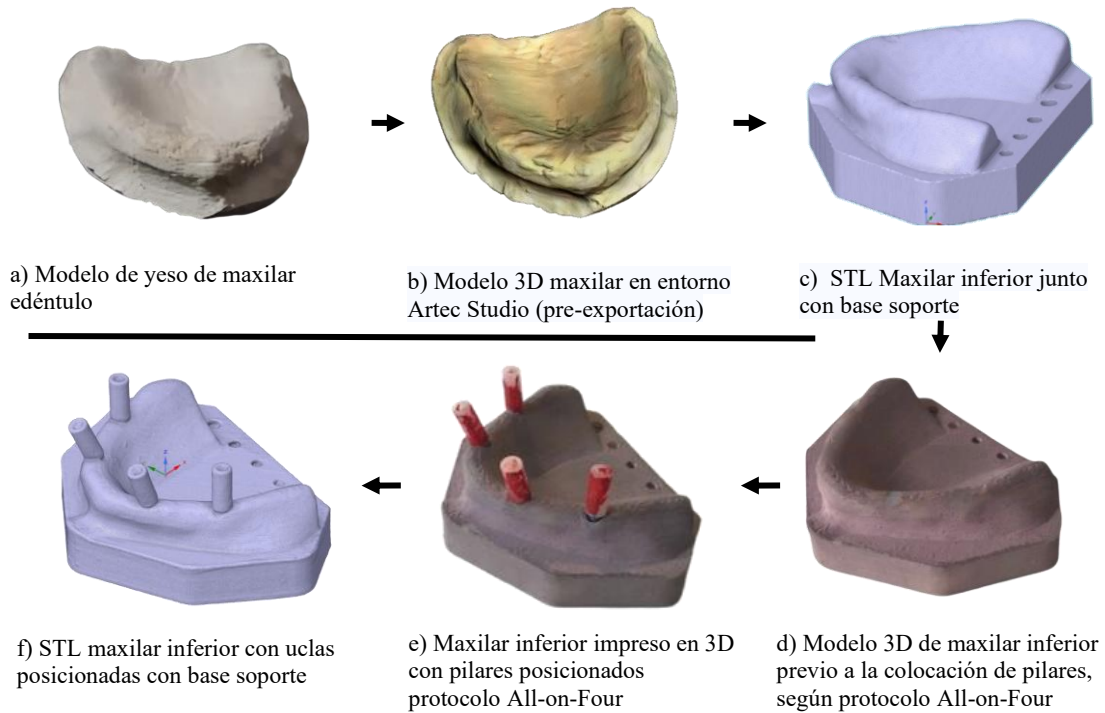


Figura 2. Proceso escaneo y digitalización del maxilar.

Fuente: Autores.

Sobre este modelo físico impreso, el profesional realizó el montaje protésico siguiendo la técnica All-on-Four, replicando la posición clínica de los implantes y la relación oclusal funcional. Este ensamblaje (maxilar en PLA con uclas) se reescaneó para crear un modelo digital híbrido definitivo, que integró tanto la anatomía ósea como los componentes protésicos. Dicho archivo final sirvió como base para el diseño asistido por computadora (CAD) de las barras, su optimización mediante análisis por elementos finitos (CAE) y su fabricación digital (CAM).

2.2. Preparación de la geometría

Para el diseño de las barras se empleó ANSYS Spaceclaim, seleccionado por su capacidad para trabajar con modelos STL y su integración directa con el entorno de simulación de ANSYS. El proceso inició importando los archivos STL del maxilar previamente corregidos en Meshmixer (software de acceso libre), específicamente el modelo que incluía las uclas posicionadas según la disposición All-on-Four. Una vez importado, se establecieron puntos de referencia en el centro de cada ucla para definir los puntos de anclaje de las barras.

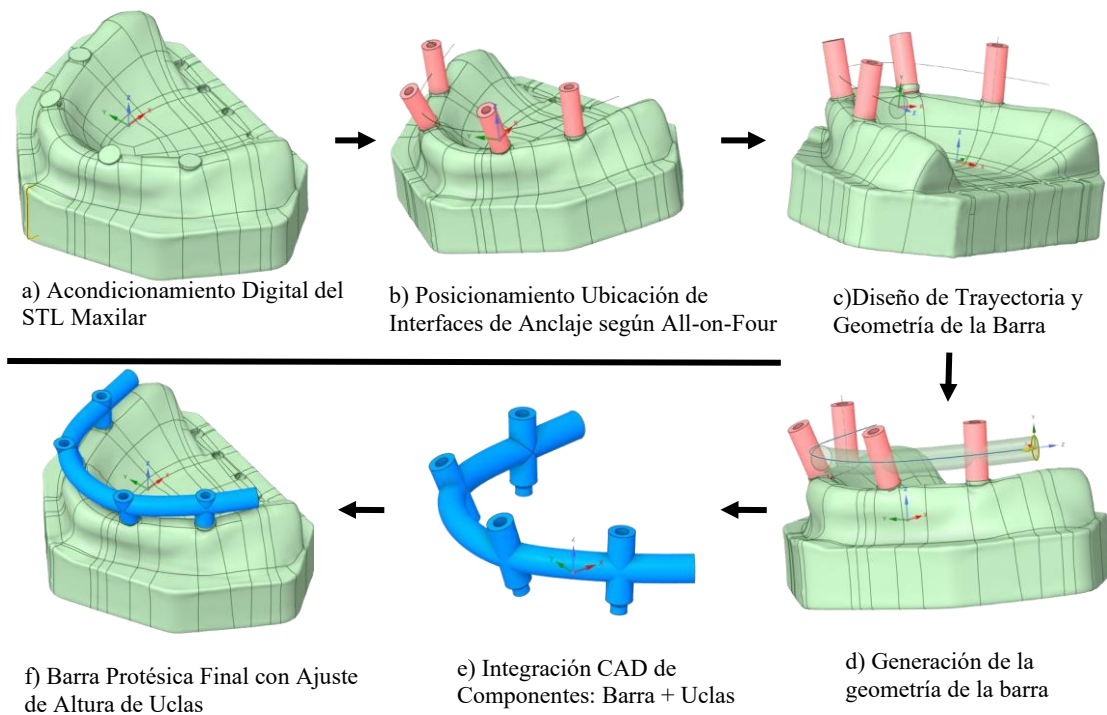


Figura 3. Proceso de modelado digital de barras implantosoportadas.
Fuente: Autores.

La trayectoria de cada barra se diseñó mediante splines, lo que permitió generar curvas suaves y adaptadas al contorno del maxilar. Sobre estas trayectorias se aplicó un barrido geométrico con las cuatro secciones seleccionadas (Tipo 1, Tipo 2, Tipo 3 y Tipo 4), obteniéndose los sólidos protésicos correspondientes.

Este Procedimiento garantizó que cada diseño se ajustara a la anatomía del paciente sin comprometer las propiedades mecánicas requeridas. Finalmente, las barras se fusionaron con las uclas para garantizar una unión sólida y continua, obteniendo un modelo listo para el análisis estructural.

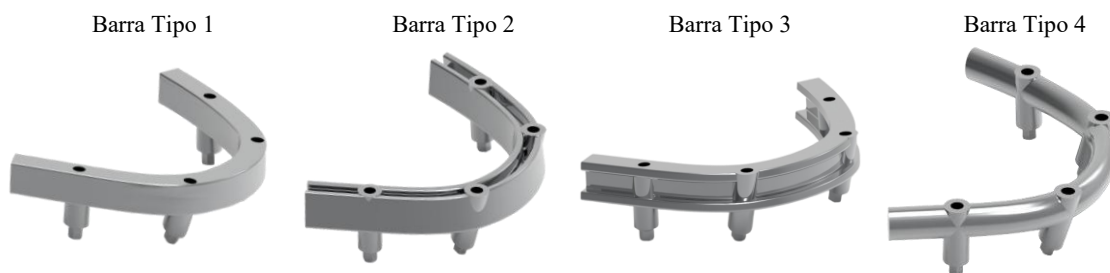


Figura 4. Modelos de perfiles de barras seleccionados.
Fuente: Autores.

3. Análisis por elementos finitos (FEA)

En la Figura 5 se presenta un diagrama de bloques que esquematiza la metodología aplicada para el análisis por elementos finitos (FEA) de las barras implantosoportadas. Este flujo de trabajo organiza de manera clara las etapas necesarias para llevar el modelo desde su construcción digital hasta la obtención de los resultados mecánicos. El procedimiento incluye la importación de la geometría CAD, la definición de propiedades de materiales, el refinamiento del mallado, la configuración de contactos y

condiciones de carga, así como la ejecución del cálculo computacional. La representación permite comprender de forma global la secuencia lógica del análisis y sirve como marco de referencia para detallar en los apartados siguientes cada una de las fases que garantizaron la validez del estudio biomecánico.

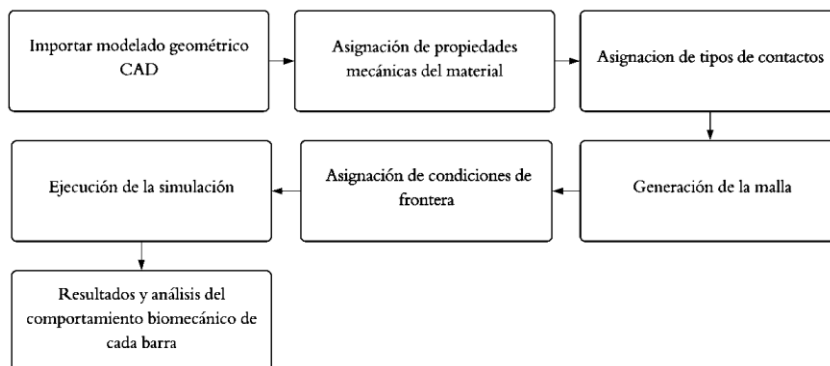


Figura 5. Diagrama de bloques procedimiento para el análisis por elementos finitos de las barras implantosoportadas.
Fuente: Autores.

3.1 Propiedades de los materiales (Simulados en ANSYS).

Para el análisis estructural del sistema protésico, se definió un modelo constitutivo lineal elástico considerando un comportamiento isotrópico y homogéneo para cada componente: el hueso trabecular del maxilar, los implantes de titanio grado 5, los tornillos de titanio grado 4 y la barra de aleación ASTM F-75. Esta simplificación permitió evaluar la respuesta mecánica frente a las cargas oclusales dentro del rango elástico de los materiales, evitando complejidades computacionales innecesarias y garantizando resultados confiables para el objetivo del estudio.

Tabla 1

Propiedades de los Materiales

Material del modelo	Modelo	Módulo de Elasticidad (GPa)	Yield Stress (MPa)	Poisson Ratio	Referencias
Hueso Trabecular	Maxilar	1.37	120-130	0.3	[15],[16],[12]
Titanio Grado 5	Implantes	114	940	0.33	[14]
Titanio Grado 4	Tornillo	104	650	0.37	[14]
ASTM F 75	Barra	216	920	0.3	[8],[17]

3.2

Convergencia, Mallado y Refinamiento.

Se realizó un análisis de convergencia con el objetivo de establecer el tamaño óptimo de la malla en cada componente, evaluando la variación de esfuerzos y deformaciones frente a sucesivos refinamientos. El criterio de convergencia se alcanzó cuando nuevas reducciones en el tamaño de los elementos no generaron cambios significativos en los resultados, garantizando un equilibrio entre precisión numérica y costo computacional

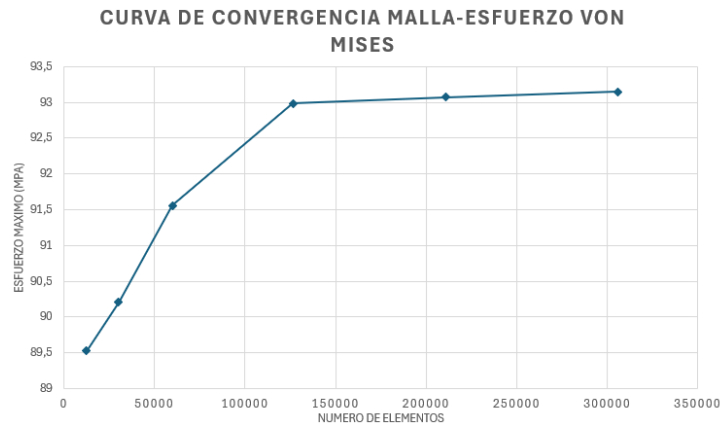


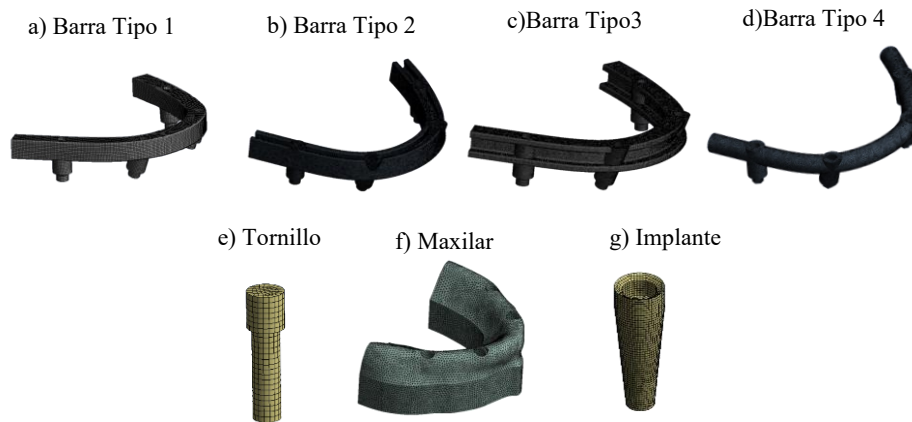
Figura 6. Curva de análisis de convergencia para la determinación del tamaño óptimo de la malla.
Fuente: Autores.

Para el mallado se adoptó una estrategia diferenciada según la complejidad geométrica de cada componente. Los elementos con formas regulares, como los tornillos, los implantes y la barra Tipo 1 (cuadrada), fueron discretizados con elementos hexaédricos de 0,3 mm, tamaño seleccionado tras comprobar en el análisis de convergencia que capturaba adecuadamente los gradientes de esfuerzo sin incrementar de manera excesiva el tiempo de cómputo. En contraste, las geometrías anatómicas más complejas (maxilar) y los perfiles de las barras Tipo 2 (H), Tipo 3 (I) y Tipo 4 (circular) se enmallaron con elementos tetraédricos. Para el maxilar se empleó un tamaño de 0,7 mm, privilegiando la reducción del número de elementos en zonas menos críticas, mientras que en las barras se utilizó un refinamiento de 0,5 mm, con el fin de representar con mayor precisión la distribución de cargas y los detalles geométricos.

Tabla 2

Número de elementos y de nodos por modelo.

Pieza	No elementos	No Nodos
a	38437	33364
b	62143	100687
c	58198	95274
d	9841	16793
e	1581	5971
f	2677	9259
g	137113	195307



*Figura 7. Mallas de modelos en software ANSYS.
Fuente: Autores.*

3.3 Contactos

Todas las interfaces entre componentes fueron definidas con contactos de tipo bonded. Esta configuración simula uniones completamente adheridas entre las superficies, impidiendo cualquier tipo de movimiento relativo entre ellas (deslizamiento o separación). Esta configuración se adoptó para representar condiciones clínicas ideales, en donde se espera que los componentes protésicos (implantes, tornillos y barra de soporte) funcionen como un solo conjunto estructural tras su fijación.

3.4 Modelo de carga

El maxilar inferior, como componente dinámico del aparato estomatognático, transmite las fuerzas generadas por la actividad muscular durante la masticación hacia las superficies oclusales. Estas fuerzas presentan variaciones en intensidad según la localización anatómica: en la región anterior (sector canino e incisivo) se registran fuerzas de menor magnitud, mientras que en la región posterior (premolares y molares) se concentran las cargas oclusales más elevadas [10], [11].

Diversos estudios biomecánicos han demostrado que las fuerzas verticales, asociadas a los movimientos de apertura y cierre mandibular, son las de mayor relevancia clínica, mientras que las fuerzas laterales (protrusión y lateralidad) muestran menor magnitud [12]. En pacientes edéntulos, la fuerza máxima de mordida se encuentra en un rango aproximado de 50 a 120 N, valores considerablemente inferiores a los observados en individuos con dentición natural [13].

En esta investigación se implementó un modelo bilateral balanceado de cargas, que reproduce condiciones clínicas de masticación. Dicho modelo considera la aplicación de fuerzas distribuidas de forma simétrica y perpendicular sobre las superficies oclusales, abarcando tanto la zona posterior como la anterior, con el objetivo de representar la dinámica funcional durante la masticación. Esta estrategia permite evaluar de manera más realista la influencia de las cargas sobre la barra implantosoportada y sobre la distribución de esfuerzos en los implantes.

La distribución de cargas utilizada en el análisis se resume en la Tabla 3.

Tabla 3

Fuerzas aplicadas al modelo.

Zona dental	Diente específico	Fuerza aplicada(N)
Región Anterior	Incisivo Central (Izq-Der)	24
Región Anterior	Incisivo Lateral (Izq-Der)	24
Región Anterior	Canino (Izq-Der)	24
Región Posterior	Primer Premolar (Izq-Der)	50
Región Posterior	segundo Premolar (Izq-Der)	50
Región Posterior	Primer molar (Izq-Der)	63

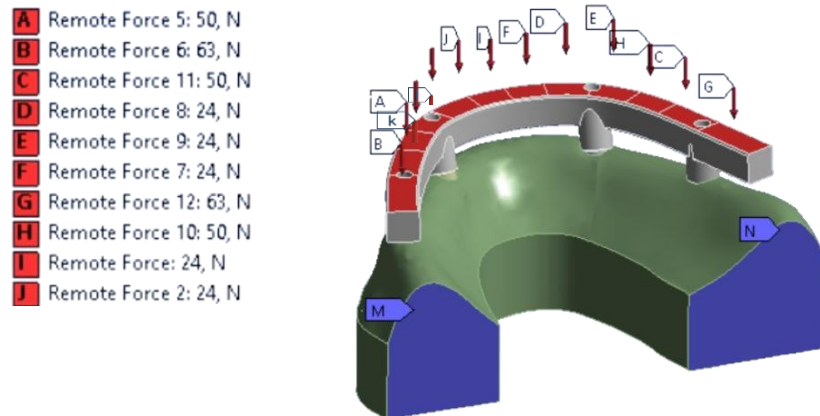


Figura 8. Modelo de carga en software ANSYS.

Fuente: Autores.

3.5 Análisis del comportamiento biomecánico

El análisis del comportamiento biomecánico de las cuatro geometrías de barras protésicas (Tipo 1: cuadrada, Tipo 2: en H, Tipo 3: en I y Tipo 4: circular) se realizó mediante un enfoque integral que incluyó: (1) la distribución de esfuerzos equivalentes de Von Mises, (2) los patrones de deformación bajo carga oclusal simulada y (3) la validación dimensional tras la fabricación.

En la barra Tipo 1 (cuadrada), los esfuerzos máximos de Von Mises fueron de $\sigma_{VM} = 62,01$ MPa, localizados en la zona superior de los accesos a tornillos (Figura 9).

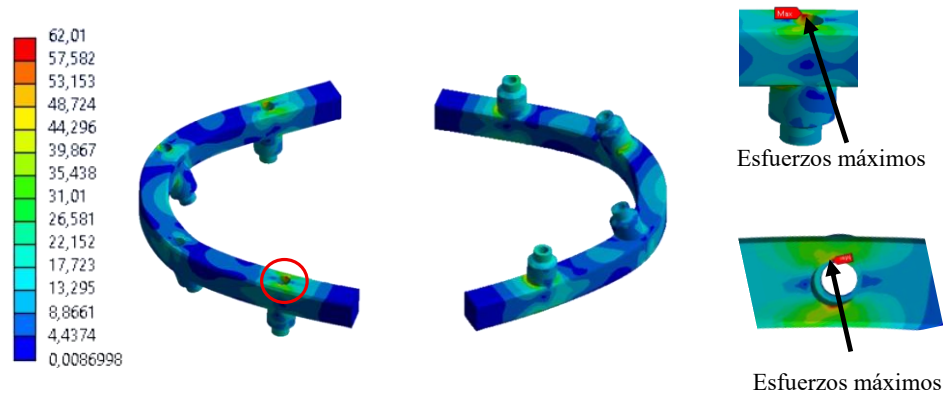


Figura 9. Distribución de esfuerzos equivalentes (von Mises) en la Barra Tipo 1 (geometría cuadrada).

Fuente: Autores.

La barra Tipo 2 (H) alcanzó el mayor esfuerzo registrado, $\sigma_{VM} = 106,34$ MPa, concentrado en la transición entre la barra principal y el cilindro de fijación (Figura 10).

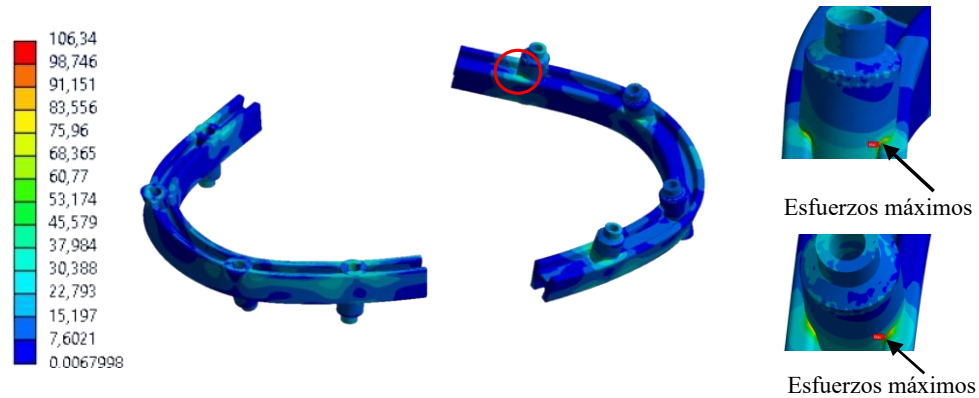


Figura 10. Distribución de esfuerzos equivalentes (von Mises) Barra Tipo 2 (perfil en H).

Fuente: Autores.

La barra Tipo 3 (I) presentó un esfuerzo máximo de $\sigma_{VM} = 93,15$ MPa en la base del cilindro de fijación, considerada una región crítica de transmisión de cargas (Figura 11).

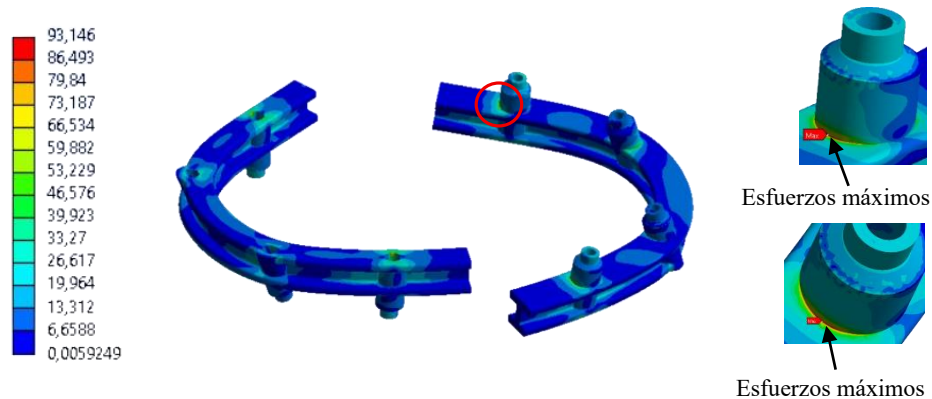


Figura 11. Distribución de esfuerzos equivalentes (von Mises) Barra Tipo 3 (perfil en I). Fuente autores.

Finalmente, la barra Tipo 4 (circular) alcanzó $\sigma_{VM} = 74,88$ MPa, concentrados en los bordes del orificio de fijación (Figura 12).

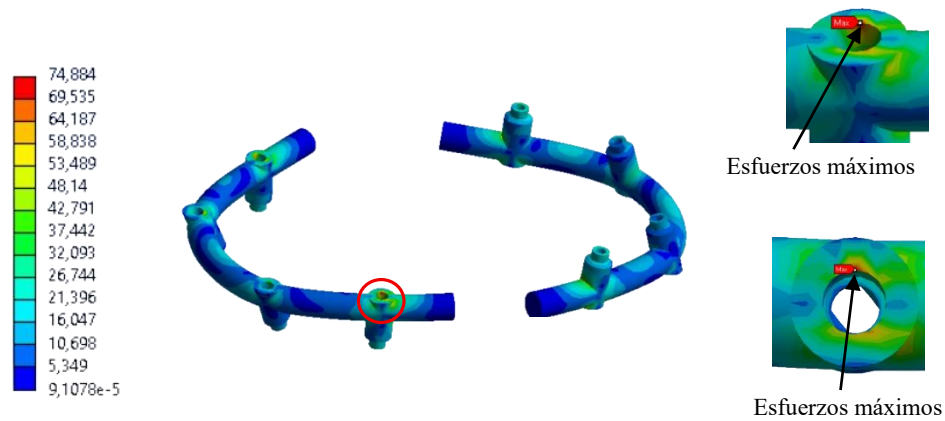
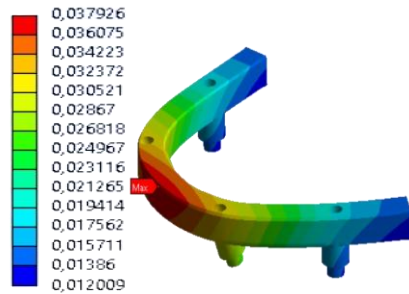
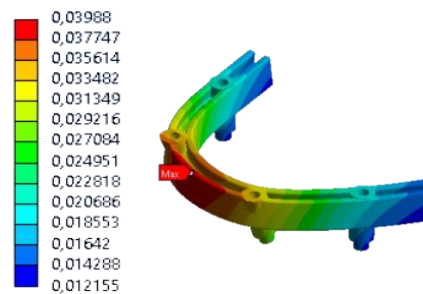


Figura 12. Distribución de esfuerzos equivalentes (von Mises) – Barra Tipo 4 (perfil circular).
Fuente: Autores.

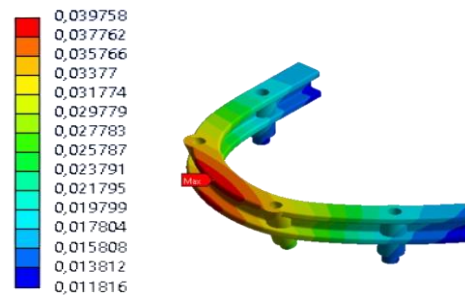
(a) Deformación Barra Tipo 1 (geometría cuadrada)



(b) Deformación Barra Tipo 2 (geometría en H)



(c) Deformación Barra Tipo 3 (geometría en I)



(d) Deformación Barra Tipo 4 (geometría circular).

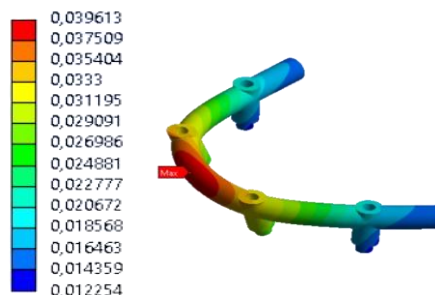


Figura 13. Distribución de la deformación total (en mm) en las cuatro configuraciones geométricas de barras implantosoportadas. Fuente: Autores.

Se evaluó la deformación total de las cuatro configuraciones de barras implantosoportadas bajo condiciones de carga equivalentes:

- a) Barra Tipo 1 (cuadrada): deformación más baja (0,0379 mm), indicando la mayor rigidez estructural.
- b) Barra Tipo 2 (H): deformación más alta (0,0399 mm), reflejando la menor rigidez global.
- c) Barra Tipo 3 (I): deformación intermedia (0,0398 mm), con una distribución homogénea de desplazamientos.

d) Barra Tipo 4 (circular): deformación de 0,0396 mm, con patrón de flexión en la región media.

En términos comparativos, la barra cuadrada mostró el mejor desempeño biomecánico (menor esfuerzo y mayor factor de seguridad), mientras que la barra en H fue la menos favorable. La barra en I presentó un comportamiento intermedio y la barra circular destacó por su menor peso (8,9 g) y un factor de seguridad aceptable, lo que la hace viable desde el punto de vista clínico.

Tabla 4

Comparación de resultados biomecánicos, dimensionales y de peso entre las barras implantoportadas analizadas.

Barra	Geometría	σ_{VM} máx (MPa))	Deformación máx (mm)	Peso (g)	Factor De Seguridad
Tipo 1	Cuadrada	62,01	0,037926	10,7	14,83
Tipo 2	H	106,34	0,03988	10,8	8,65
Tipo 3	I	93,146	0,039758	10	10,63
Tipo 4	Circular	74,884	0,039613	8,9	12,23

4. Fabricación mediante fundición a la cera perdida

En la Figura 14 se expone el diagrama de bloques correspondiente al procedimiento de fabricación mediante fundición a la cera perdida. Este esquema resume de forma estructurada las fases que permitieron transformar los modelos digitales en piezas físicas, iniciando con la preparación de los patrones impresos en resina, su acondicionamiento y limpieza, y continuando con la construcción del árbol de fundición y el recubrimiento cerámico. Posteriormente, se describen las etapas críticas de quemado, sinterizado y colada del metal bajo condiciones controladas, hasta llegar al desmolde final de las barras implantoportadas. El diagrama ofrece una visión general del proceso, destacando la secuencia sistemática de operaciones que aseguran la fidelidad geométrica y la calidad de las estructuras obtenidas.

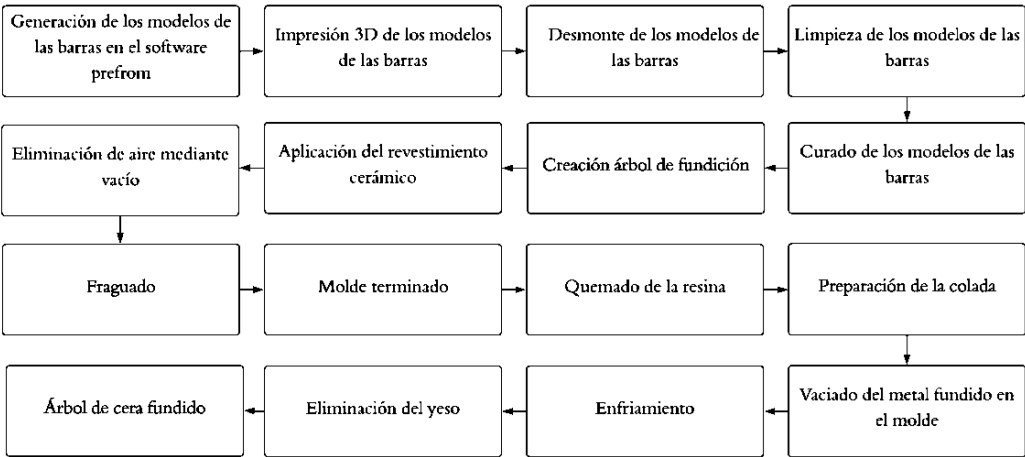


Figura 14. Diagrama de flujo del proceso de fabricación mediante fundición a la cera perdida.

Fuente: Autores.

4.1 Fabricación de Patrones

Los modelos CAD de las barras se exportaron en formato STL con máxima resolución y se procesaron en el software PreForm de Formlabs. la impresión se realizó en la Formlabs 3B+ utilizando resina Wax 40, se configuraron los soportes automáticos con bases de soporte de 1,5 mm de grosor, densidad de puntos de contacto al 95% y diámetro de punto de 0.90 mm. Esta configuración, optimizada tras varias pruebas, garantizó la estabilidad durante la impresión y redujo tanto el consumo de material como las marcas superficiales. Los parámetros de impresión se ajustaron para alcanzar una precisión dimensional de 0,025 mm, necesaria para el proceso de fundición. La Figura 15 muestra los modelos impresos en resina Wax 40, lo que permitió obtener patrones con alta precisión dimensional antes de la fundición.

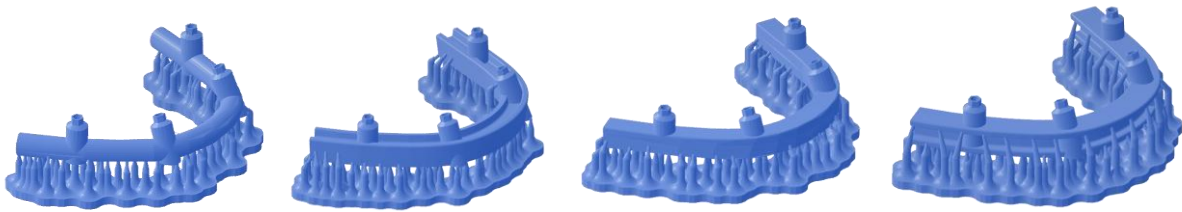


Figura 15. Modelos de las barras implantosoportadas para impresión en Wax 40.

Fuente: Autores.

4.2 Preparación Árbol De Fundición

Tras la impresión, los patrones se retiraron cuidadosamente de la base y se eliminaron los soportes, asegurando la limpieza de las superficies críticas. Posteriormente, se sumergieron en alcohol isopropílico durante 10 minutos en un equipo de ultrasonido para eliminar residuos de resina no polimerizada, y se sometieron a un postcurado con luz UV que mejoró su resistencia mecánica y estabilidad térmica.

Para la construcción del árbol de fundición se fabricaron por separado el tronco central y los canales de alimentación, que luego se ensamblaron con las barras mediante cera adhesiva. Este método, desarrollado a partir de experiencias previas de fracturas en las ramificaciones, permitió un mejor control en la distribución de canales y redujo deformaciones durante el manejo.

El árbol completo se colocó en un cilindro metálico y se recubrió con yeso refractario para joyería, formulado para soportar altas temperaturas. El conjunto se sometió a vacío para eliminar burbujas de aire y disminuir el riesgo de porosidad en las piezas finales. Finalmente, el molde se dejó secar a temperatura ambiente durante 72 horas, alcanzando la consistencia necesaria para la etapa de fundición. En la Figura 16 se ilustran las fases críticas de la creación del molde de fundición, desde la impresión del patrón hasta la preparación final, evidenciando el cuidado requerido para evitar defectos.



Figura 16. Metodología utilizada para la creación del molde de fundición, desde la impresión del patrón hasta la preparación final del molde. Fuente: Autores.

4.3. Fundición a la cera perdida

El proceso de fundición inicia con la colocación del molde cerámico en la mufla, donde se ejecuta un protocolo de calentamiento controlado en cuatro etapas críticas:

Secado inicial: el molde se mantuvo a 55 °C durante 180 minutos, favoreciendo la evaporación gradual de la humedad residual y evitando agrietamientos o expansiones bruscas de la resina Wax 40.

Precalentamiento: se aplica una rampa de calentamiento controlado a razón de 2°C por minuto hasta alcanzar 180°C, temperatura que se mantiene durante 180 minutos adicionales. Esta fase prepara la resina para su combustión completa, minimizando la formación de residuos carbonosos.

Quemado: se realiza mediante otra rampa de calentamiento (2°C/min) hasta 300°C, manteniéndose esta temperatura durante 180 minutos para garantizar la eliminación total de la resina y la creación de cavidades perfectamente definidas en el molde.

Sinterizado: La etapa final emplea una rampa más agresiva (4°C/min) hasta 732°C, donde la temperatura se mantiene durante 180 minutos para eliminar cualquier resto de ceniza y preparar el molde para recibir el metal fundido.

Este protocolo térmico garantiza la integridad estructural del molde y su capacidad para reproducir fielmente los detalles geométricos del modelo original. La Figura 17 presenta la curva térmica utilizada durante la fundición, donde cada fase de calentamiento tuvo como propósito asegurar la eliminación completa de la resina y la integridad del molde.



Figura 17. Curva de fundición de la resina Wax 40. Proporcionada por el fabricante [18]

Para la colada se seleccionó latón como material de prueba, considerando su punto de fusión accesible y propiedades mecánicas adecuadas para validar el proceso. El metal se fundió en un crisol con soplete de oxiacetileno, añadiendo bórax como fundente para eliminar impurezas y mejorar la fluidez. El molde, previamente precalentado a 732 °C, se colocó en una cámara de vacío para realizar la colada. Tras la solidificación, el conjunto se sumergió en agua para completar el enfriamiento y liberar el árbol de fundición terminado.

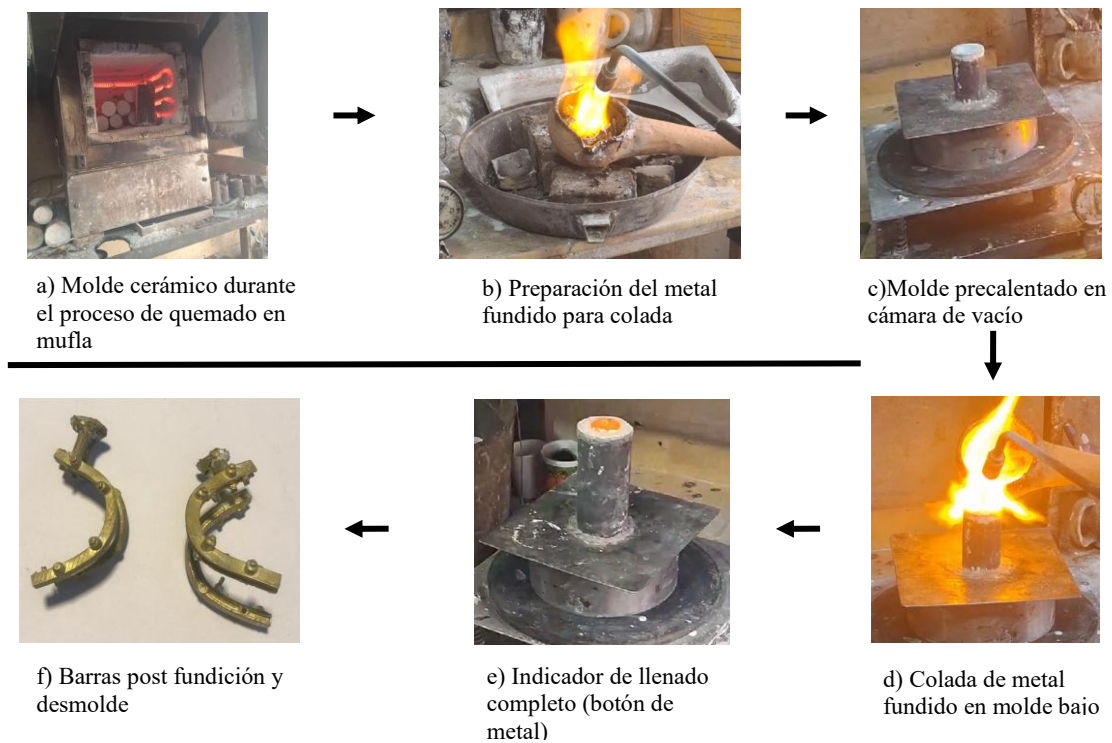


Figura 18. Metodología utilizada para la fundición a la cera perdida.

Fuente: Autores.

4.4. Etapas de desarrollo, diseño y resultados del proceso de fundición de las barras

En la Figura 19 se ilustran las iteraciones realizadas durante el diseño del árbol de fundición y los intentos de colado de las barras implantosoportadas. Se muestran cuatro configuraciones (a–h) junto con sus resultados de impresión y fundición. La secuencia evidencia los ajustes progresivos en la geometría del árbol, la incorporación de canales de ventilación y la simplificación del diseño, hasta obtener una fundición exitosa con barras completas y de mejor calidad superficial. En la Figura 19 se muestra la evolución del diseño del árbol de fundición, donde se aprecia cómo las iteraciones sucesivas, con incorporación de canales de ventilación y simplificación geométrica, permitieron finalmente obtener coladas exitosas.

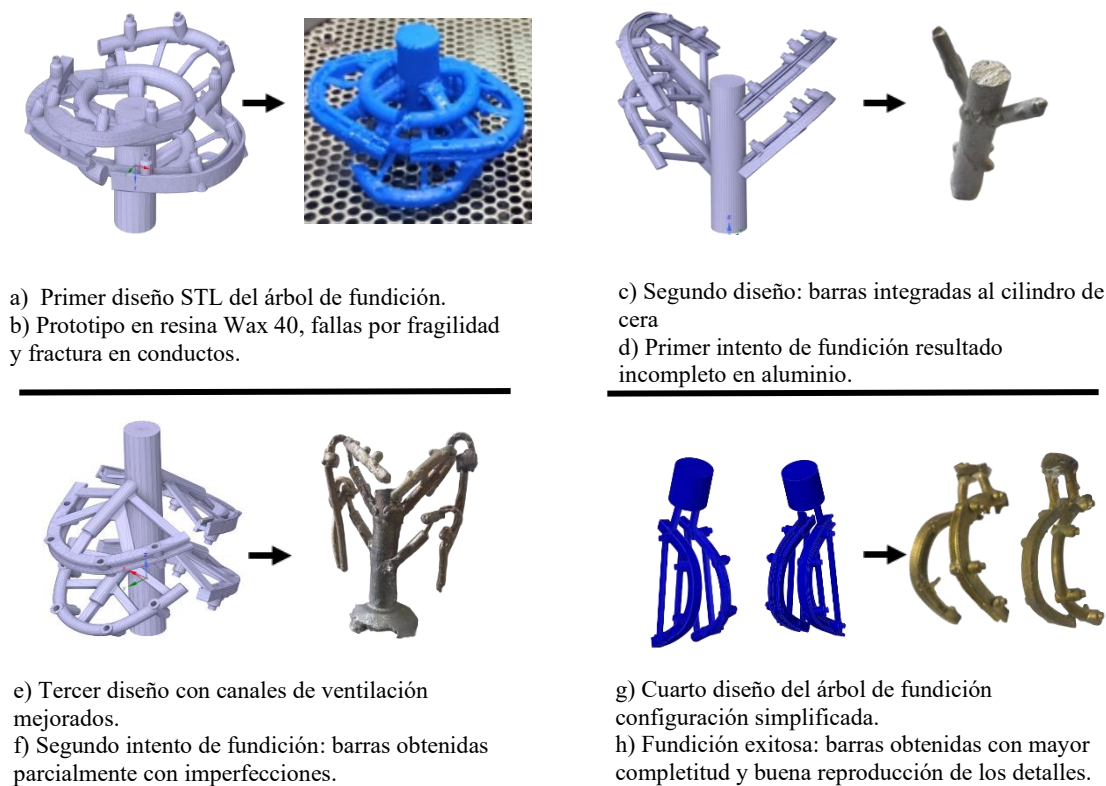


Figura 19. Evolución del diseño del árbol de fundición y resultados de fabricación.

Fuente: Autores.

4.5. Validación dimensional

Con el fin de comprobar la fidelidad geométrica de los modelos diseñados en CAD respecto a las piezas fabricadas, se realizaron mediciones directas con un calibrador de carátula (precisión 0,01 mm). Estas se centraron en parámetros críticos como la longitud total de la barra, el ancho o diámetro del perfil y el diámetro de los alojamientos para tornillos.

En la Figura 20 se presenta el plano técnico de la barra Tipo 1 (geometría cuadrada), donde se especifican sus dimensiones principales: longitud total entre extremos (50 mm), ancho del perfil (4 mm) y diámetro de alojamiento para tornillo (2,5 mm).

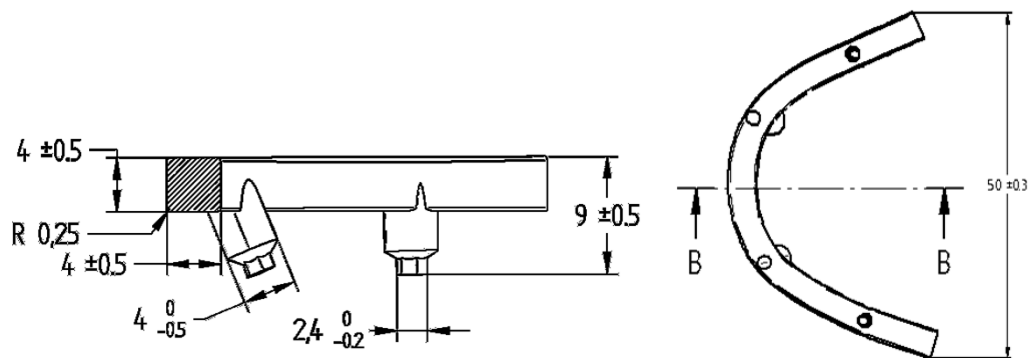


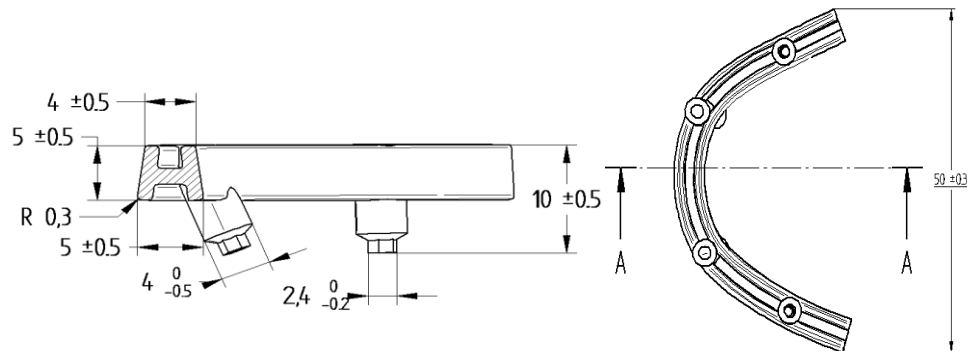
Figura 20. Plano barra tipo 1 (geometría cuadrada), indicando dimensiones clave del modelo.
Fuente: Autores.

La Figura 21 muestra la validación experimental sobre el modelo físico, con valores de 50,08 mm, 3,96 mm y 2,37 mm respectivamente, evidenciando una alta concordancia con el diseño.



Figura 21. Medición directa sobre el modelo físico barra tipo 1 (geometría cuadrada), mediante calibrador de carátula.
Fuente: Autores.

De manera análoga, la Figura 22 corresponde al plano de la barra Tipo 2 (geometría en H), en la que se destacan la distancia superior entre aletas (4 mm), la inferior (5 mm) y la longitud total (50 mm).



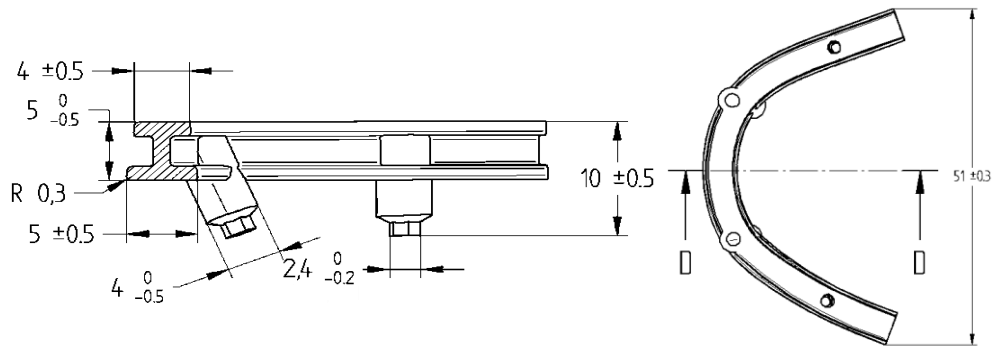
*Figura 22. Plano barra Tipo 2 (geometría en H), indicando dimensiones clave del modelo.
Fuente: Autores.*

La verificación experimental, ilustrada en la Figura 23, registró medidas de 4,17 mm, 5,04 mm y 50,13 mm.



*Figura 23. Medición directa sobre el modelo físico barra Tipo 2 (geometría en H), mediante calibrador de carátula.
Fuente: Autores.*

En el caso de la barra Tipo 3 (geometría en I), el plano mecánico se muestra en la Figura 24, con parámetros de diseño de 4 mm (distancia superior entre aletas), 5 mm (distancia inferior) y 51 mm (longitud total).



*Figura 24. Plano barra Tipo 3 (geometría en I), indicando dimensiones clave del modelo.
Fuente: Autores.*

La medición física, representada en la Figura 25, arrojó valores de 4,29 mm, 5,02 mm y 51,31 mm.



Figura 25. Medición directa sobre el modelo físico barra Tipo 3 (geometría en I), mediante calibrador de carátula.
Fuente: Autores.

Finalmente, la Figura 26 detalla el plano técnico de la barra Tipo 4 (geometría circular), con 50 mm de longitud total, 4 mm de diámetro de barra y 4 mm de diámetro de alojamiento.

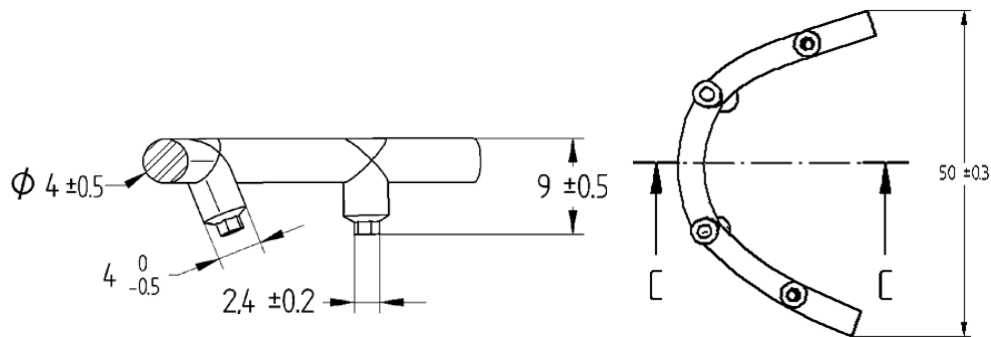


Figura 26. Plano barra tipo 4 (geometría circular), indicando dimensiones clave del modelo.
Fuente: Autores.

En la Figura 27, las mediciones experimentales confirmaron 52,19 mm, 4 mm y 3,97 mm respectivamente, manteniendo variaciones mínimas frente al diseño digital.



Figura 27. Medición directa sobre el modelo físico barra tipo 4 (geometría circular) mediante calibrador de carátula.
Fuente: Autores.

La Tabla 5 resume la comparación entre las dimensiones de diseño CAD y las obtenidas en las piezas fabricadas. En general, las variaciones fueron mínimas ($<1\%$ en la mayoría de las medidas). La barra Tipo 3 (I) presentó el mayor desvío en la distancia superior entre aletas (7,25 %), mientras que la barra Tipo 4 (circular) mostró la mayor discrepancia en la longitud total (4,38 %). En contraste, las barras Tipo 1 (cuadrada) y Tipo 2 (H) mantuvieron la mayor fidelidad dimensional, con errores inferiores al 1 % en prácticamente todos los parámetros.

Tabla 5

Validación dimensional barras implantosoportadas CAD y fabricación.

Barra (geometría)	Dimensión evaluada	Diseño CAD (mm)	Fabricado (mm)	Diferencia (mm)	% Error
Cuadrada (Tipo 1)	Diámetro alojamiento tornillo	2,4	2,38	-0,02	0,83 %
	Ancho perfil cuadrado	4,0	3,96	-0,4	0,1 %
	Longitud total	50,0	50,08	+0,08	0,16 %
H (Tipo 2)	Distancia superior aletas	4,0	4,17	+0,17	4,25 %
	Distancia inferior aletas	5,0	5,04	+0,04	0,8 %
	Longitud total	50,0	50,13	+0,13	0,26 %
I (Tipo 3)	Distancia superior aletas	4,0	4,29	+0,29	7,25 %
	Distancia inferior aletas	5,0	5,02	+0,02	0,4 %
	Longitud total	51,0	51,31	+0,31	0,61 %
Circular (Tipo 4)	Diámetro barra	4,0	4,0	0	0 %
	Diámetro alojamiento tornillo	4,0	3,97	-0,03	0,75 %
	Longitud total	50,0	52,19	+2,19	4,38 %

5. Discusión

Los resultados obtenidos mediante el análisis por elementos finitos, la validación dimensional y la fabricación física de los modelos permiten establecer consideraciones relevantes sobre el desempeño de las distintas geometrías de barras implantosoportadas.

En cuanto al comportamiento estructural, se confirmó que las zonas críticas de acumulación de esfuerzos se localizaron en las transiciones entre la barra y los alojamientos de los tornillos, lo cual coincide con lo reportado previamente en la literatura para estructuras sometidas a cargas oclusales [11], [12]. Entre las configuraciones analizadas, la geometría en H alcanzó los mayores esfuerzos equivalentes ($\sigma_{VM} = 106,3$ MPa) y la mayor deformación (0,0399 mm), evidenciando un desempeño menos favorable frente a cargas cíclicas.

Por el contrario, la barra cuadrada registró los valores más bajos de esfuerzo (62,0 MPa) y deformación (0,0379 mm), lo que indica mayor rigidez estructural y una mejor distribución de cargas. Este comportamiento la posiciona como la alternativa más estable desde el punto de vista biomecánico.

La geometría en I mostró un desempeño intermedio, con esfuerzos de 93,1 MPa y deformación de 0,0398 mm, representando un balance entre resistencia y masa (10 g). La barra circular, aunque registró esfuerzos moderados (74,9 MPa) y una deformación cercana a la de los perfiles en I y H, se destacó por su menor peso (8,9 g) y un factor de seguridad adecuado (12,23), lo que la convierte en una opción viable cuando la reducción de carga transmitida al hueso es clínicamente prioritaria.

En la validación dimensional, las piezas obtenidas mediante fundición a la cera perdida mostraron una alta fidelidad respecto a los diseños CAD, con errores menores al 1 % en la mayoría de los parámetros (Tabla 5). Solo se observaron desviaciones superiores en la barra tipo I (distancia superior entre aletas, 7,25 %) y en la circular (longitud total, 4,38 %), aunque sin comprometer la funcionalidad. Esto confirma que el flujo de trabajo propuesto basado en modelado digital, análisis FEA, impresión 3D y fundición es capaz de producir estructuras precisas y reproducibles dentro de márgenes clínicamente aceptables.

En conjunto, los hallazgos permiten concluir que la geometría cuadrada es la más estable y rígida, la H la menos favorable, la I una opción intermedia, y la circular la más ligera con un desempeño clínico aceptable. Estos resultados validan la pertinencia de integrar herramientas digitales en la fabricación de prótesis implantosoportadas, al superar las limitaciones de los procesos artesanales tradicionales y ofrecer mayor control dimensional y predictibilidad biomecánica.

6. Conclusiones

Con base a los resultados obtenidos se puede concluir lo siguiente.

La barra tipo H presentó los mayores esfuerzos equivalentes ($\sigma_{VM} = 106,34$ MPa) y la mayor deformación (0,03988 mm), lo que evidenció el desempeño menos favorable entre las configuraciones evaluadas.

La barra tipo cuadrada registró el menor esfuerzo ($\sigma_{VM} = 62,01$ MPa), la menor deformación (0,037926 mm) y el mayor factor de seguridad (14,83), lo que la posiciona como la configuración con mayor rigidez estructural.

La barra tipo I presentó un comportamiento intermedio, con un esfuerzo máximo de 93,146 MPa y una deformación de 0,039758 mm, lo que la sitúa como una alternativa equilibrada entre resistencia y masa (10 g).

La barra circular fue la más ligera (8,9 g) y mostró un esfuerzo máximo de 74,884 MPa y una deformación de 0,039613 mm, con un factor de seguridad de 12,23, lo que la hace funcional desde el punto de vista biomecánico.

El proceso de fabricación implementado (CAD, simulación estructural por elementos finitos e impresión 3D con fundición) permitió obtener modelos con alta fidelidad geométrica respecto al diseño, con errores dimensionales dentro de márgenes clínicamente aceptables.

El enfoque integral adoptado, que combina herramientas digitales con técnicas protésicas convencionales, constituye una metodología confiable y replicable para el diseño, análisis y fabricación de estructuras implantosoportadas personalizadas.

Referencias

- [1] M. Dierens, B. Collaert, E. Deschepper, H. Browaeys, B. Klinge, and H. De Bruyn, "Patient-centered outcome of immediately loaded implants in the rehabilitation of fully edentulous jaws," *Clin Oral Implants Res*, vol. 20, no. 10, pp. 1070–1077, 2009, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01741.x.
- [2] H. Aldana and H. Garzón, "Impression making in fixed prosthesis. Periodontal approach", 2016, doi: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852016000200003
- [3] Marcus, N., González, S., Wendler, M., Grandón, F., Wernicke, F., & Marchesani, F. (2021). Seguimiento a 5 años de prótesis híbrida con subestructura sinterizada. Reporte de caso. *International Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 14(3), 285–287. doi: 10.4067/s2452-55882021000300285
- [4] I, Navarro, et al., "Maxillary and mandibular oral rehabilitation with hybrid prostheses, using conventional one and two phase implants and zygomatic implants in patient with ectodermal dysplasia. Clinical case", 2018, doi: https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1659-07752018000200077
- [5] P. Washington, J. Wagner and M. Ramos, "Utility of CAD/CAM technology in the dental prostheses manufacture", 2023 doi: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-897X2023000601305
- [6] K. Chochlidakis *et al.*, "Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 124, no. 5, pp. 539–546, 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.022.
- [7] A. Erazo, "El diseño, la manufactura y análisis asistido por computadora (CAD/CAM/CAE) y otras técnicas de fabricación digital en el desarrollo de productos en América Latina", 2022, doi: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-07642022000200297
- [8] Diaz David, & López Rodrigo. (2024). EFECTO DE LA ANGULACIÓN DE LOS IMPLANTES Y GEOMETRÍA DE LA BARRA EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS HÍBRIDAS IMPLANTO-SOPORTADAS.
- [9] J. Paredes, et al., "Sistema CAD/CAM en la confección de prótesis totales dentales", 2023, doi: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002023000100020
- [10] F. Azcarate *et al.*, "Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis," *J Dent*, 2019, doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.008.
- [11] G. de la Rosa Castolo, S. V. Guevara Perez, P. J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, and M. Behr, "Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach," *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.023.
- [12] F. Azcarate-Velázquez *et al.*, "Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis," *J Dent*, vol. 88, no. June, p. 103161, 2019, doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.008.
- [13] O. Ozan, S. Kurtulmus-Yilmaz, and A. E. Ersoy, "Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in All-on-Four concept," *Eur J Dent*, vol. 9, no. 4, pp. 587–593, 2015, doi: 10.4103/1305-7456.172632
- [14] G. de la Rosa Castolo, S. V. Guevara Perez, P. J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, and M. Behr, "Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 121, no. 3, pp. 546.e1-546.e10, 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.023.
- [15] M. Shishesaz, A. Ahmadzadeh, and A. Baharan, "Finite element study of three different treatment designs of a mandibular three implant-retained overdenture," *Latin American Journal of Solids and Structures*, vol. 13, no. 16, pp. 2826–2844, 2016, doi: 10.1590/1679-78253212.

- [16] J. Caeiro, P. González, and D. Guede, “Biomechanics and bone (& II): trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength,” *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, no. 2, pp. 99–108, 2013.
- [17] S. Baron and E. Ahearne, “Fundamental mechanisms of chip formation in orthogonal cutting of medical grade cobalt chromium alloy (ASTM F75),” *CIRP J Manuf Sci Technol*, vol. 23, pp. 54–63, 2018, doi: 10.1016/j.cirpj.2018.09.002
- [18] Formlabs Inc., Casting Instructions for Wax 40 Resin, Somerville, MA, USA. [En línea]. Disponible en: <https://formlabs.com>