

OPTIMIZACIÓN DE PLACA CRANEAL MEDIANTE ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS EN SOLIDWORKS

Lizeth Fernanda Correa Acevedo
Lizeth_fer.correa@uao.edu.co

Jose Francisco Escudero
jose.escudero@uao.edu.co

Juan Daniel Fajardo Maldonado
juan_daniel.fajardo@uao.edu.co

Universidad Autónoma de Occidente
Facultad de ingeniería
Cali

ABSTRACT: *Cranial surgery, particularly in the context of reconstructive procedures, requires the implantation of cranial plates that restore the integrity and functionality of the skull. These implants must be designed to meet the patient's specific biomechanical and anatomical requirements. Simulation using the finite element method (FEM) has proven to be instrumental in optimizing these designs by predicting the behavior of the plates under various loads, thus improving performance before manufacturing. During this study, although initially only an excessively complex cranial plate model was available and due to its high computational demands, a new model was developed. This study focuses on the optimization of a cranial plate piece using SolidWorks software, which offers advanced capabilities for modeling and FEM analysis.*

KEY WORDS: Biomechanics, computer-aided design (CAD), Finite Element Method (FEM), optimization, cranial plate, cranial reconstructive, structural simulation, SolidWorks.

I. INTRODUCCIÓN

La cirugía craneal reconstructiva es una disciplina médica crucial para restaurar la integridad y funcionalidad del cráneo tras lesiones traumáticas, intervenciones quirúrgicas o condiciones congénitas. Las placas craneales implantadas deben cumplir con estrictos requisitos biomecánicos y anatómicos específicos de cada paciente, garantizando no solo la protección del cerebro, sino también la integración adecuada con el tejido óseo circundante. Estos implantes deben ser capaces de soportar las cargas mecánicas a las que estarán expuestos, evitando cualquier tipo de deformación o falla estructural que pudiera comprometer la salud del paciente.

En este contexto, el Método de los Elementos Finitos (FEM) se ha convertido en una herramienta indispensable para el diseño y la optimización de implantes médicos. La simulación mediante FEM permite prever el comportamiento de las placas craneales bajo diversas condiciones de carga, lo que facilita la identificación y mitigación de posibles puntos de fallo antes de la fabricación. SolidWorks, un

software avanzado de modelado y análisis FEM, ofrece capacidades robustas para realizar estas simulaciones y optimizaciones de manera eficiente, permitiendo a los ingenieros ajustar y mejorar los diseños antes de la producción física.

El objetivo principal de este estudio es optimizar el diseño de una placa craneal utilizando SolidWorks, enfocándose en dos aspectos clave: la distribución de esfuerzos y el control de deformaciones. La optimización basada en esfuerzos asegura que la placa pueda soportar las fuerzas a las que estará sometida sin fallar, mientras que la optimización basada en deformaciones garantiza que la placa mantenga su forma y funcionalidad bajo carga, evitando desplazamientos que puedan comprometer su estabilidad.

Optimizar una placa craneal considerando tanto los esfuerzos como las deformaciones es fundamental para el éxito de la cirugía reconstructiva. Un diseño equilibrado en estos aspectos puede mejorar significativamente los resultados clínicos, reduciendo el riesgo de complicaciones postoperatorias y aumentando la satisfacción del paciente. Este enfoque integral no solo representa un avance en la ingeniería biomédica, sino que también tiene el potencial de establecer nuevos estándares en el diseño de implantes craneales. Este estudio aspira a contribuir al desarrollo de soluciones más efectivas y seguras para la reconstrucción craneal, utilizando las herramientas avanzadas de simulación y optimización que ofrece SolidWorks.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la cirugía craneal reconstructiva, las placas craneales son esenciales para restaurar la integridad y funcionalidad del cráneo tras una lesión, intervención quirúrgica o anomalía congénita. Sin embargo, el diseño de estas placas presenta varios desafíos críticos para garantizar que cumplan con los requisitos biomecánicos y anatómicos específicos de cada

paciente. Así, el objetivo principal de este estudio es optimizar el diseño de una placa craneal utilizando SolidWorks, enfocándose en dos aspectos clave: la distribución de esfuerzos y el control de deformaciones.

La optimización basada en esfuerzos se centra en asegurar que las placas craneales puedan soportar las fuerzas a las que estarán sometidas sin fallar. Esto implica diseñar la placa de manera que las tensiones generadas bajo diferentes condiciones de carga se distribuyan uniformemente, reduciendo las concentraciones de estrés que podrían provocar fracturas o fallos. En condiciones reales, el cráneo puede estar sujeto a diversas fuerzas, incluyendo impactos, presión intracraneal y cargas dinámicas durante actividades cotidianas. Un buen diseño debe mantener los esfuerzos dentro de límites seguros, incluso bajo estas condiciones extremas, garantizando la durabilidad y la fiabilidad del implante.

La optimización basada en deformaciones, por su parte, se enfoca en controlar las deformaciones que experimentará la placa bajo carga. Es fundamental que la placa mantenga su forma y funcionalidad mientras se deforma dentro de límites aceptables, evitando cualquier desplazamiento que pudiera comprometer la estabilidad del implante o causar incomodidad al paciente. Una placa que se deforma en exceso puede no solo fallar estructuralmente, sino también generar problemas clínicos adicionales, como la interferencia con los tejidos circundantes o la pérdida de integridad de la reconstrucción craneal. En este estudio, se exigía que el modelo cumpliera con criterios específicos, como un factor de seguridad (f_s) de 2.0 y una deformación (ϵ) menor al 0.1% de la longitud (L).

En este estudio específico, surgió un desafío técnico adicional: inicialmente, solo se disponía de un modelo de placa craneal en el que se podía trabajar, pero este modelo era absurdamente pesado y complejo, lo que imposibilitó su procesamiento en los computadores disponibles. Aunque detallado, este modelo sobrepasaba las capacidades computacionales del equipo, haciendo inviable su uso en simulaciones FEM efectivas. Esto representó una barrera significativa para la progresión del proyecto y resaltó la necesidad de desarrollar un nuevo modelo optimizado, que fuera computacionalmente manejable sin comprometer los requisitos biomecánicos necesarios.

La creación de un nuevo modelo internamente fue un paso crucial para superar las limitaciones técnicas

iniciales. Este nuevo modelo fue diseñado para ser más eficiente en términos de complejidad computacional, permitiendo así realizar las simulaciones y optimizaciones necesarias sin sobrecargar los recursos del sistema. Utilizando SolidWorks, se realizaron simulaciones detalladas y ajustes precisos en el diseño de la placa, abordando tanto la distribución de esfuerzos como el control de deformaciones.

De esa forma, el diseño y la optimización de placas craneales requieren un enfoque integral que considere tanto los esfuerzos como las deformaciones para garantizar implantes seguros y efectivos. Este estudio aborda estos desafíos mediante el uso de herramientas avanzadas de simulación y optimización, contribuyendo al desarrollo de soluciones más eficientes y seguras para la reconstrucción craneal.

III. METODOLOGÍA

A. Herramientas necesarias

Para llevar a cabo el estudio de optimización de la placa craneal, se requirió una infraestructura básica que garantizara la ejecución efectiva del proceso. Esto incluyó:

- Computadora: Se utilizó una computadora con capacidades suficientes para ejecutar el software de modelado y simulación con fluidez. Se optó por un sistema con una potencia de procesamiento adecuada y una capacidad de memoria RAM suficiente para manejar las tareas computacionalmente intensivas asociadas con la simulación por elementos finitos.

- Software de procesamiento y modelado 3D (SolidWorks): Se seleccionó SolidWorks como el software principal para la creación, modificación y análisis del modelo de la placa craneal. SolidWorks ofrece una amplia gama de herramientas avanzadas de modelado y simulación, lo que lo convierte en una opción ideal para proyectos de ingeniería biomédica de este tipo. Su interfaz intuitiva y su capacidad para simulaciones precisas lo hacen adecuado para este tipo de estudio.

B. Selección y diseño del modelo

El proceso de selección y diseño del modelo 3D de la placa craneal implicó varias etapas importantes para garantizar la calidad y la eficiencia del estudio:

- **Búsqueda exhaustiva de modelos:** Se llevó a cabo una búsqueda exhaustiva en varias plataformas en línea que ofrecen modelos 3D gratuitos, como GrabCad y Thingiverse. El objetivo era encontrar un modelo existente que pudiera servir como punto de partida para las simulaciones. Por la falta de optimización y la complejidad excesiva de los modelos disponibles, se determinó que era necesario diseñar una pieza propia desde cero.

- **Diseño personalizado de la placa craneal:** Se procedió a diseñar una nueva placa craneal utilizando SolidWorks. Este proceso implicó la creación de un modelo 3D que cumplía con los requisitos biomecánicos y anatómicos específicos del estudio. Se prestaron especial atención a la optimización del diseño para garantizar una manipulación eficiente durante las simulaciones posteriores (ver fig.1).

- **Optimización de la geometría:** Durante el diseño de la placa craneal, se tuvo en cuenta la optimización de la geometría para garantizar que el modelo fuera lo más eficiente posible en términos de recursos computacionales. Se minimizó la complejidad geométrica innecesaria y se optimizaron las características estructurales para mejorar la precisión de las simulaciones y reducir el tiempo de procesamiento. Esto permitió obtener resultados más rápidos y precisos durante el análisis por elementos finitos (ver fig.1).

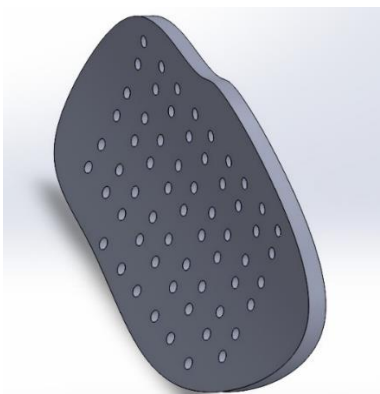


Figura 1. Diseño de la placa craneal modelo 3D.

C. Proceso de simulación

El proceso de simulación constituyó una etapa central en el estudio, donde se llevaron a cabo análisis detallados para evaluar el comportamiento estructural de la placa craneal bajo diferentes condiciones de carga. Este proceso se dividió en varios pasos clave:

- **Definición del material:** Una vez creado el

modelo de la placa craneal en SolidWorks, se procedió a asignarle el material adecuado para representar con precisión su comportamiento mecánico. En este caso, se seleccionó el polietiletercetona (PEEK), un material biomédico comúnmente utilizado en implantes craneales debido a su alta resistencia y biocompatibilidad. Se aseguró que las propiedades mecánicas del material estuvieran correctamente especificadas en el software para obtener resultados de simulación precisos.

- **Zonas de anclaje (Sujeciones):** Se definieron las zonas de anclaje en el modelo para simular las condiciones reales de sujeción de la placa craneal en el cráneo. Estas zonas representaron los puntos de fijación donde la placa estaría unida al tejido óseo circundante. Al restringir los grados de libertad en estas áreas, se replicaron las condiciones de soporte realistas, lo que permitió obtener resultados de simulación más precisos y representativos (ver fig.2)

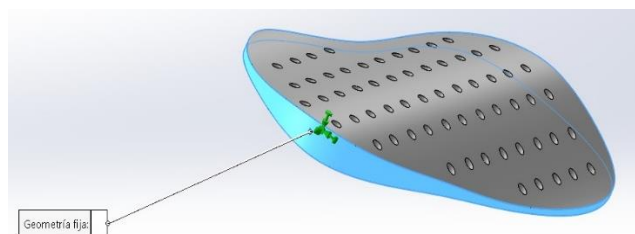


Figura 2. Zonas de anclaje placa craneal modelo 3D.

- **Aplicación de cargas:** Se aplicaron las cargas relevantes al modelo para simular las fuerzas a las que la placa craneal estaría expuesta en condiciones clínicas. (ver fig.3) Estas cargas incluyeron fuerzas externas, como impactos o presión intracraneal, así como cargas internas generadas por la actividad muscular o el peso de la cabeza. El valor asignado fue de 2.5kN, basado en la literatura donde “las fuerzas necesarias para producir las segundas fracturas (verdaderas fracturas) están entre 195 kg y 550 kg [1]”.

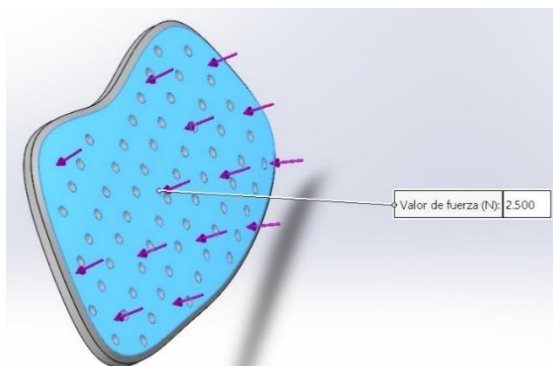


Figura 3. Aplicación de cargas placa craneal modelo 3D.

- **Creación de la malla:** Se generó una malla finita del modelo de la placa craneal, dividiéndolo en elementos finitos para facilitar el análisis por elementos finitos (FEA). La calidad de la malla y la densidad de los elementos finitos influyeron directamente en la precisión de los resultados de la simulación. Se prestó especial atención a la generación de una malla adecuada para capturar con precisión el comportamiento estructural del modelo bajo carga, evitando la sobremalla o la submalla, que podrían afectar la precisión y la eficiencia computacional de las simulaciones.

Una vez configurados todos estos parámetros, se procedió a ejecutar la simulación en SolidWorks para analizar los valores del factor de seguridad (FS) de la placa craneal y evaluar su rendimiento estructural bajo las condiciones de carga especificadas. Los resultados obtenidos en esta etapa proporcionaron información crucial que se utilizó como base para el proceso de optimización subsiguiente, garantizando que el diseño final de la placa craneal cumpliera con los requisitos biomecánicos y anatómicos necesarios para su funcionalidad y seguridad en situaciones clínicas reales (ver fig.4).

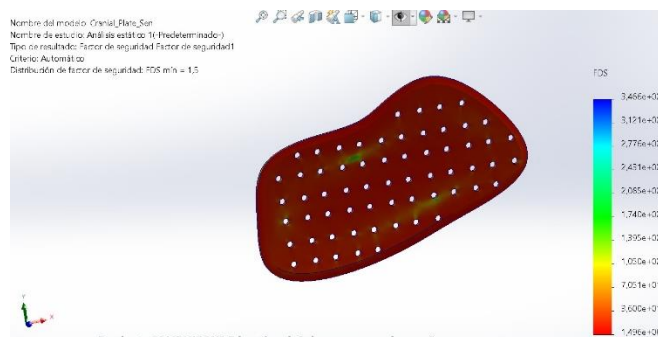


Figura 4. Simulación placa craneal modelo 3D.

D. Proceso de optimización

El proceso de optimización fue una fase crítica del estudio, donde se buscó mejorar el diseño de la placa craneal utilizando los resultados de la simulación inicial como punto de partida. Este proceso se llevó a cabo de la siguiente manera:

- **Creación del estudio de optimización:** Se inició creando un nuevo estudio basado en los datos y resultados obtenidos de la simulación previa. Este estudio de optimización se configuró dentro del entorno de SolidWorks y se diseñó para ajustar

automáticamente las dimensiones de la placa craneal con el objetivo de mejorar su rendimiento estructural.

- **Definición de objetivos y variables:** Se establecieron los objetivos de optimización y las variables relevantes que se utilizaron para ajustar las dimensiones de la placa craneal. El objetivo principal fue maximizar el factor de seguridad (FS) de la placa, asegurando que fuera lo más cercano posible a un valor predefinido, generalmente establecido en 2 para garantizar un margen de seguridad adecuado. Las variables se configuraron para permitir ajustes en las dimensiones de la placa en incrementos específicos, lo que permitió explorar una amplia gama de posibles configuraciones de diseño. Se añaden los sensores necesarios: de “datos de simulación” en el apartado de objetivos y se busca “factor de seguridad”, al que se le configura un valor cercano a 2 y en variables se configuró un ajuste de las dimensiones de la pieza en intervalos ascendentes con pasos de 2.5 mm para ciertas dimensiones de la pieza (ver fig. 5).

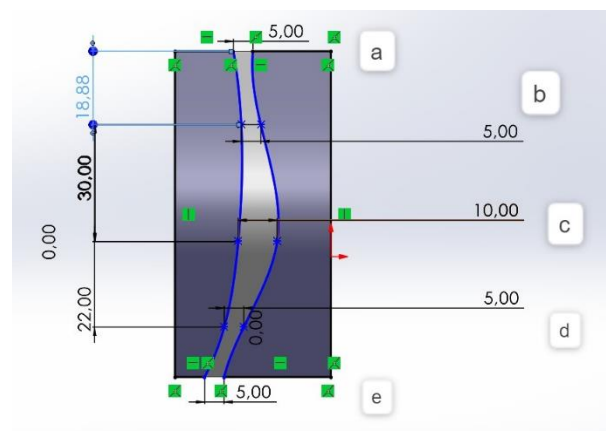


Figura 5. Dimensiones placa craneal modelo 3D.

- **Ejecución de escenarios de optimización:** Se llevaron a cabo múltiples escenarios de optimización, donde el software ajustó automáticamente las dimensiones de la placa craneal según las variables definidas (66 escenarios posibles). Se exploraron diferentes combinaciones de dimensiones para identificar la configuración óptima que maximizara el factor de seguridad de la placa. Durante este proceso, el software realizó análisis iterativos para evaluar el rendimiento estructural de cada configuración y determinar su viabilidad.

- Análisis de resultados y selección de la mejor configuración: Una vez completados todos los escenarios de optimización, se analizaron los resultados obtenidos para identificar la configuración de diseño que proporcionaba el mayor factor de seguridad y cumplía con los criterios de rendimiento establecidos. Esta configuración se seleccionó como la solución óptima y se utilizó como base para el diseño final de la placa craneal.

Al finalizar el proceso de optimización, se obtuvo una placa craneal con un diseño mejorado y optimizado, que cumplía con los requisitos biomecánicos y anatómicos necesarios para garantizar su funcionalidad y seguridad en situaciones clínicas reales. Este enfoque sistemático y basado en datos permitió mejorar significativamente el diseño de la placa craneal y contribuir al desarrollo de soluciones más efectivas y seguras para la reconstrucción craneal.

IV. RESULTADOS

Después de completar las simulaciones, se procedió a analizar los resultados en consonancia con las investigaciones previas citadas en la literatura. Para este estudio experimental, se seleccionó el polietilertercetona (PEEK) como el material principal, siguiendo el enfoque adoptado por C. N. Thi Kim et al. Este material se eligió debido a su combinación única de resistencia y rigidez, con un módulo de Young de 3,6 GPa y una resistencia a la tracción de 90 a 100 MPa, lo que lo convierte en una opción altamente deseable en comparación con los materiales implantables convencionales. Además, el PEEK exhibe una alta biocompatibilidad y ofrece una protección excepcional contra el estrés, según se ha documentado en varias fuentes [1], [3].

Los resultados derivados del análisis indican que el material del implante es óptimo para su desempeño, ya que los valores del factor de seguridad (fs) obtenidos están dentro de los rangos esperados, en línea con las propiedades mecánicas conocidas del PEEK. Sin embargo, con el objetivo de explorar posibilidades de mejora y con un enfoque académico, se llevó a cabo una optimización adicional, buscando alcanzar un factor de seguridad de aproximadamente 2 o cercano a este valor. Este enfoque permitió una evaluación más profunda del rendimiento del material y su capacidad para cumplir con los estándares de

seguridad requeridos en aplicaciones clínicas.

Escenarios Evaluados

Se llevaron a cabo un total de 66 escenarios, cada uno explorando diferentes combinaciones de los parámetros de diseño para "b", "c" y "d". Los resultados de estas simulaciones se presentan en las Tablas 1-14, donde se detallan los valores de los parámetros y el factor de seguridad mínimo obtenido para cada escenario.

Tabla 1: Resultados de los Escenarios de Simulación (1-2).

Nombre del componente	Unidad es	Actual	Inicial	Óptimo	Escena rio1	Escena rio2
b1	mm	5	5	5	2.5	5
c1	mm	5	5	10	2.5	2.5
d1	mm	5	5	5	2.5	2.5
Factor de seguridad mínimo2		1.4961 46	1.4961 46	1.9891 38	0.2625 10	0.3495 37

Tabla 2: Resultados de los Escenarios de Simulación (3-7).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio3	Escena rio4	Escena rio5	Escena rio6	Escena rio7
b1	mm	7.5	10	2.5	5	7.5
c1	mm	2.5	2.5	5	5	5
d1	mm	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
Factor de seguridad mínimo2		0.4468 29	0.4219 70	0.4314 57	0.4950 63	0.6983 87

Tabla 3: Resultados de los Escenarios de Simulación (8-12).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio8	Escena rio9	Escena rio10	Escena rio11	Escena rio12
b1	mm	10	2.5	5	7.5	10
c1	mm	5	7.5	7.5	7.5	7.5
d1	mm	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
Factor de seguridad mínimo2		0.7814 64	0.5084 92	0.6113 13	0.7810 29	0.9053 61

Tabla 4: Resultados de los Escenarios de Simulación (13-17).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio13	Escena rio14	Escena rio15	Escena rio16	Escena rio17
b1	mm	2.5	5	7.5	10	2.5
c1	mm	10	10	10	10	2.5
d1	mm	2.5	2.5	2.5	2.5	5
Factor de seguridad mínimo2		0.3993 49	0.4908 86	0.5647 36	0.6250 37	0.4470 69

Tabla 5: Resultados de los Escenarios de Simulación (18-22).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio18	Escena rio19	Escena rio20	Escena rio21	Escena rio22
b1	mm	5	7.5	10	2.5	5
c1	mm	2.5	2.5	2.5	5	5
d1	mm	5	5	5	5	5
Factor de seguridad mínimo2		0.9711 30	1.4425 65	1.9763 39	0.6914 84	1.4950 32

Tabla 6: Resultados de los Escenarios de Simulación (23-27).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio23	Escena rio24	Escena rio25	Escena rio26	Escena rio27
b1	mm	7.5	10	2.5	5	7.5
c1	mm	5	5	7.5	7.5	7.5
d1	mm	5	5	5	5	5
Factor de seguridad mínimo2		1.809784	1.837225	0.744755	1.749922	1.856594

Tabla 7: Resultados de los Escenarios de Simulación (28-32).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio28	Escena rio29	Escena rio30	Escena rio31	Escena rio32
b1	mm	10	2.5	5	7.5	10
c1	mm	7.5	10	10	10	10
d1	mm	5	5	5	5	5
Factor de seguridad mínimo2		2.011598	0.779203	1.989138	2.085912	2.395666

Tabla 8: Resultados de los Escenarios de Simulación (33-37).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio33	Escena rio34	Escena rio35	Escena rio36	Escena rio37
b1	mm	2.5	5	7.5	10	2.5
c1	mm	2.5	2.5	2.5	2.5	5
d1	mm	7.5	7.5	7.5	7.5	7.5
Factor de seguridad mínimo2		0.591492	1.147318	1.445660	1.956980	0.752961

Tabla 9: Resultados de los Escenarios de Simulación (38-42).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio38	Escena rio39	Escena rio40	Escena rio41	Escena rio42
b1	mm	5	7.5	10	2.5	5
c1	mm	5	5	5	7.5	7.5
d1	mm	7.5	7.5	7.5	7.5	7.5
Factor de seguridad mínimo2		1.695318	2.050823	2.171621	0.879377	2.271372

Tabla 10: Resultados de los Escenarios de Simulación (43-47).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio43	Escena rio44	Escena rio45	Escena rio46	Escena rio47
b1	mm	7.5	10	2.5	5	7.5
c1	mm	7.5	7.5	10	10	10
d1	mm	7.5	7.5	7.5	7.5	7.5
Factor de seguridad mínimo2		2.662785	3.196116	0.921315	2.592457	3.794592

Tabla 11: Resultados de los Escenarios de Simulación (48-52).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio48	Escena rio49	Escena rio50	Escena rio51	Escena rio52
b1	mm	10	2.5	5	7.5	10
c1	mm	10	2.5	2.5	2.5	2.5
d1	mm	7.5	10	10	10	10
Factor de seguridad mínimo2		4.112333	0.011096	2.068338	2.405200	3.367502

Tabla 12: Resultados de los Escenarios de Simulación (53-57).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio53	Escena rio54	Escena rio55	Escena rio56	Escena rio57
b1	mm	2.5	5	7.5	10	2.5
c1	mm	5	5	5	5	7.5
d1	mm	10	10	10	10	10
Factor de seguridad mínimo2		0.897253	2.153888	3.047554	3.666378	1.002682

Tabla 13: Resultados de los Escenarios de Simulación (58-62).

Nombre del componente	Unidad es	Escena rio58	Escena rio59	Escena rio60	Escena rio61	Escena rio62
b1	mm	5	7.5	10	2.5	5
c1	mm	7.5	7.5	7.5	10	10
d1	mm	10	10	10	10	10
Factor de seguridad mínimo2		2.412333	3.369034	4.230275	1.047700	2.684384

Tabla 14: Resultados de los Escenarios de Simulación (63-64).

Nombre del componente	Unidades	Escenario63	Escenario64
b1	mm	7.5	10
c1	mm	10	10
d1	mm	10	10
Factor de seguridad mínimo2		3.823281	4.734471

Análisis de los Resultados

En el análisis de los resultados, se identificaron varias combinaciones de dimensiones que influyen en el rendimiento estructural de la placa craneal, evaluado principalmente a través del factor de seguridad. Estas combinaciones se clasificaron en óptimas y subóptimas, proporcionando una visión detallada de cómo diferentes configuraciones afectan la seguridad y eficacia del implante.

Combinaciones Óptimas:

El escenario óptimo, que cumplió con el objetivo establecido de un factor de seguridad cercano a 2, fue el Escenario 30, caracterizado por dimensiones $b1 = 5$ mm, $c1 = 10$ mm y $d1 = 5$ mm, lo que resultó en un factor de seguridad mínimo de 1.989138. Esta combinación ofrece un equilibrio adecuado entre resistencia estructural y eficiencia en el uso de material, lo que lo convierte en una elección favorable para aplicaciones clínicas.

Otros escenarios con factores de seguridad superiores a 2, como el Escenario 64 con dimensiones $b1 = 10$ mm, $c1 = 10$ mm y $d1 = 10$ mm, con un factor de seguridad de 4.734471, sugieren una estructura excesivamente segura y posiblemente sobre-diseñada. Aunque garantiza una seguridad adicional, puede resultar en un uso ineficiente de recursos y aumentar los costos de fabricación.

Combinaciones Subóptimas:

Por otro lado, se identificaron escenarios con factores de seguridad significativamente menores a 2, como el Escenario 1 con dimensiones $b1 = 2.5$ mm, $c1 = 2.5$ mm y $d1 = 2.5$ mm, que mostraron un factor de seguridad de 0.262510. Estas combinaciones no son

adecuadas para garantizar la integridad estructural bajo las condiciones de carga previstas, lo que indica la necesidad de ajustes en el diseño para mejorar su rendimiento.

Tendencias Observadas:

Se observó una tendencia general a medida que las dimensiones b1, c1 y d1 aumentan, con una mejora en el factor de seguridad. Sin embargo, es importante destacar que incrementos excesivos pueden conducir a un diseño no óptimo en términos de material y coste. Por lo tanto, se recomienda un enfoque equilibrado que considere tanto la seguridad estructural como la eficiencia en el uso de recursos para optimizar el diseño de la placa craneal. Este análisis proporciona una base sólida para futuras investigaciones y refinamientos en el diseño de implantes craneales para garantizar su seguridad y efectividad en aplicaciones clínicas.

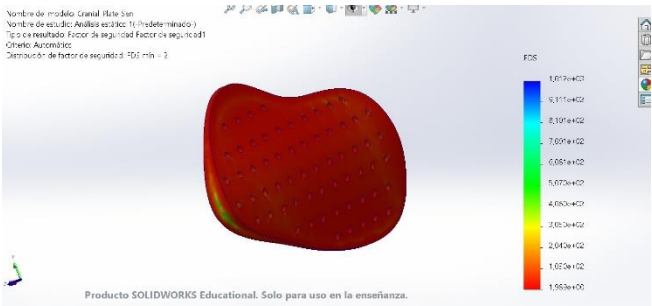


Figura 6. Placa craneal modelo 3D.

VI. CONCLUSIONES

Las pruebas de simulación y optimización desempeñan un papel fundamental en el diseño de partes biomédicas, asegurando no solo la seguridad y precisión, sino también la eficiencia de los dispositivos. Estas herramientas no solo permiten a los ingenieros prever con precisión el comportamiento de las piezas bajo una amplia gama de condiciones operativas, sino que también facilitan la optimización del rendimiento, reduciendo los costos asociados con la necesidad de prototipos físicos. Además, proporcionan un entorno propicio para la innovación, al permitir la exploración y validación de nuevas ideas y conceptos, garantizando que los diseños cumplan con los estrictos requisitos regulatorios del sector biomédico.

El análisis detallado del diseño de la placa craneal mediante SolidWorks ha permitido identificar combinaciones óptimas de dimensiones para maximizar el factor de seguridad. Los resultados indican que una

configuración específica, con b1 = 5 mm, c1 = 10 mm y d1 = 5 mm, ofrece un equilibrio ideal entre seguridad estructural y eficiencia en el uso de material. Este hallazgo resalta la importancia crítica de la simulación y optimización en el diseño biomecánico, ya que no solo garantiza la seguridad y efectividad de los dispositivos médicos, sino que también abre nuevas posibilidades para la mejora continua y la innovación en la atención médica.

En resumen, la combinación de simulación avanzada, optimización de diseño y colaboración interdisciplinaria representa un enfoque poderoso para el desarrollo de dispositivos médicos innovadores y seguros. Este estudio no solo ofrece una visión detallada sobre el diseño de la placa craneal, sino que también destaca el potencial transformador de las herramientas de ingeniería en la mejora continua de la atención médica y la calidad de vida de los pacientes.

VII. REFERENCIAS

[1] T. M. et. al. “[Experimental studies of skull fracture in the temporal region (author's transl)] - PubMed”. PubMed. Accedido el 28 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1238919/>

[2] C. N. Thi Kim, C. X. Bin, V. T. Dung y T. V. Toan, “Design and mechanical evaluation of a large cranial implant and fixation parts”, *ELSEVIER*, vol. 31, n.º 1, 2023, art. n.º 101676.

[3] J. Kwarcinski, P. Boughton, A. Ruys, A. Doolan, J. van Gelder Cranioplasty and craniofacial reconstruction: A review of implant material, manufacturing method and infection risk