



**Universidad
Europea**

UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID

ESCUELA DE ARQUITECTURA, INGENIERÍA Y DISEÑO

ÁREA INGENIERÍA INDUSTRIAL

INGENIERIA MECÁNICA Y AUTOMOCIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO Y ESTUDIO DE PLACA-CAJA

CERVICAL

**Alumno: D. ALBERTO CARMELO GANGUTIA
HERNÁNDEZ**

Director: D. CARLOS CASTELLOTE VARONA

JUNIO 2024

Este proyecto ha sido posible gracias a la ayuda y el apoyo de las siguientes personas

D. Carlos Castellote Varona, Eduardo Rodenas, D. Daniel Arribas Mantelli, y por último a **Jose Carmelo Gangutia, Maria del Carmen Hernández y Elena Gangutia**, padres y hermana por la comprensión y la motivación recibida.

TÍTULO: DISEÑO Y ESTUDIO DE PLACA CERVICAL

AUTOR: D. Alberto Carmelo Gangutia Hernández

DIRECTOR DEL PROYECTO: D. Carlos Castellote Varona

FECHA: 8 de Julio de 2024

RESUMEN

En este proyecto se realiza un diseño y un estudio de cálculo para un sistema Placa-Caja cervical ya que estos, debido a la gran cantidad de accidentes y a las lesiones cervicales y de columna, se implantan de manera habitual en la actualidad.

Para la caja se realizan ensayos de varios materiales de impresión 3D para poder obtener sus propiedades mecánicas y con ello, más adelante, la viabilidad técnica del material. Dichas propiedades se consiguen tras analizar los resultados generados por ensayos en la máquina de tracción.

Se realiza un modelo 3D y de elementos finitos del conjunto implante- vertebras de acuerdo a la realidad biomecánica existente.

Tras el diseño se sacan unas conclusiones de viabilidad generando dos hipótesis de carga en las cuales el paciente afectado intenta echar la cabeza hacia atrás y otra en la cual intenta echar la cabeza hacia delante.

Palabras clave: Placa cervical, materiales de impresión 3D, Titanio, biocompatibilidad, biomecánica.

ABSTRACT

In this project, a design and calculation study is carried out for a cervical Plate-Box system since these, due to the large number of accidents and cervical and spinal injuries, are currently routinely implanted.

For the box, tests are carried out on various 3D printing materials in order to obtain their mechanical properties and with it, later, the technical feasibility of the material. These properties are achieved after analyzing the results generated by tests in the traction machine.

A 3D and finite element model of the implant-vertebrae set is made according to the existing biomechanical reality.

After the design, feasibility conclusions are drawn, generating two loading hypotheses in which the affected patient tries to lean his head back and another in which he tries to lean his head forward.

Key words: Cervical plate, 3D printing materials, Titanium, biocompatibility, biomechanics.

Índice

RESUMEN	4
ABSTRACT	5
Capítulo 1. Descripción del proyecto.....	11
1.1 Objeto.....	11
1.2 Alcance	11
1.3 Introducción	11
1.4 Materiales biocompatibles.....	12
Capítulo 2. Estudios técnicos	14
2.1 Materiales	14
2.1.1 Probeta normalizada	14
2.1.2 Estudio de materiales.....	17
2.1.3 Elección de material para el diseño de la caja	23
2.1.4 Titanio grado 5 (Ti6Al4V).....	24
Capítulo 3. Diseño.....	25
3.1 Columna vertebral.....	25
3.2 Placa	27
3.3 Caja.....	29
3.4 Ensamblaje	31
Capítulo 4. Hipótesis de cargas.....	33
4.1 Hipótesis I.....	33
4.2 Hipótesis II.....	34
Capítulo 5. Cálculos	36
5.1 Mallado	36
5.2 Tensión de Von-Mises	37
5.3 Deformación.....	37
5.4 Coeficiente de seguridad.....	37
Capítulo 6. RESULTADOS	38
6.1 Hipótesis I.....	38

6.1.1	Placa	38
6.1.2	Caja	41
6.2	Hipótesis II	44
6.2.1	Placa	44
6.2.2	Caja	46
Capítulo 7.	Conclusiones.....	50
Capítulo 8.	Futuras líneas de investigación	51
BIBLIOGRAFÍA		52

Índice de Figuras

Ilustración 1: Latigazo cervical: visión clásica	11
Ilustración 2: probeta según norma ISO 294-1	14
Ilustración 3: Probeta SolidWorks 2022	16
Ilustración 4: Croquis de la probeta	16
Ilustración 5: Extrusión del croquis	16
Ilustración 6: Probetas rotas en máquina de tracción	17
Ilustración 7: Probeta ABS 1	18
Ilustración 8: ABS primer ensayo	18
Ilustración 9: ABS segundo ensayo	19
Ilustración 10: Probeta PETG	20
Ilustración 11: PETG Primer ensayo	20
Ilustración 12: Probeta ONIX	21
Ilustración 13: Onix triangular primer ensayo	22
Ilustración 14: Onix triangular segundo ensayo	22
Ilustración 15: onyx solido primer ensayo	23
Ilustración 16: Comparativa de materiales de impresión 3D	24
Ilustración 17: Disposición de la columna	25
Ilustración 18: Diseño CAD de la zona afectada	26
Ilustración 19: Diseño C4-C5	26
Ilustración 20: Vista isométrica de la placa	27
Ilustración 21: Vista frontal de la placa	27
Ilustración 22: Vista posterior de la placa	28
Ilustración 23: vista lateral de la placa	28
Ilustración 24: Vista superior de la placa	28
Ilustración 25: Vista isométrica de la caja	29
Ilustración 26: Vista frontal de la caja	29
Ilustración 27: Vista lateral de la caja	30
Ilustración 28: Vista posterior de la caja	30
Ilustración 29: Vista superior de la caja	30
Ilustración 30: Vista isométrica del ensamblaje	31
Ilustración 31: Vista frontal del ensamblaje	31
Ilustración 32: Vista lateral del ensamblaje	32
Ilustración 33: Vista de sección del ensamblaje	32
Ilustración 34: Fuerza aplicada en Hipótesis I	33
Ilustración 35: Fixed support hipótesis I	34
Ilustración 36: Contacto "Bonded" entre placa y C5	34
Ilustración 37: Carga en hipótesis II	35
Ilustración 38: Mallado del sistema	36
Ilustración 39: Von-Mises de la placa en la hipótesis I	39
Ilustración 40: Zona de mayor tensión de la placa en la hipótesis I	39

Ilustración 41: Deformación de la placa en la hipótesis I.....	40
Ilustración 42: Coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis I	40
Ilustración 43: Zona de menor coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis I	41
Ilustración 44: Von-Mises de la caja en la hipótesis I.....	41
Ilustración 45: Zona de mayor tensión de la caja en la hipótesis I	42
Ilustración 46: Deformación de la caja en la hipótesis I.....	42
Ilustración 47: Coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis I.....	43
Ilustración 48: Zona de menor coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis I	43
Ilustración 49: Von-Mises de la placa en la hipótesis II	44
Ilustración 50: Zona de mayor tensión de la placa en la hipótesis II	45
Ilustración 51: Deformación de la placa en la hipótesis II.....	45
Ilustración 52: Coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis II	46
Ilustración 53: Zona de menor coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis II	46
Ilustración 54: Von-Mises de la caja en la hipótesis II.....	47
Ilustración 55: Zona de mayor tensión de la caja en la hipótesis II	47
Ilustración 56: Deformación de la caja en la hipótesis II.....	48
Ilustración 57: Coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis II.....	48
Ilustración 58: Zona de menor coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis II	49

Índice de Tablas

Tabla 1: Dimensiones de la probeta 1A ISO 294-1	15
Tabla 2: Dimensiones de probeta para estudio de propiedades mecánicas.	15
Tabla 3: Primer ensayo ABS.....	19
Tabla 4: ABS Segundo ensayo	19
Tabla 5: PETG Primer ensayo	20
Tabla 6: Propiedades mecánicas Onix triangular	22
Tabla 7: Propiedades mecánicas Onix sólido	23
Tabla 8: Ti-6Al-4V Mechanical properties (Ansys Workbench 2022 R1) [3]	24
Tabla 9: Resultados Hipótesis I.....	50
Tabla 10: Resultados Hipótesis II.....	50

Capítulo 1. Descripción del proyecto

1.1 Objeto

Diseño propio y estudio con modelo de elementos finitos (FEM) de sistema de placa caja cervical para vertebras y disco cervical dañados.

1.2 Alcance

Diseño con software CAD (SolidWorks 2022 Dassault Systèmes, Waltham, MA, USA) de una placa cervical tanto como la caja que sustituye al disco cervical y el estudio de este sistema con software CAE (Ansys Workbench 2022 R1, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA).

1.3 Introducción

Las lesiones de columna vertebral cada vez son más comunes, debido principalmente aumento del uso del automóvil. En los accidentes de tráfico que se producen, la cabeza no siempre se encuentra sujeta, a diferencia del torso, que debe estar protegido por el cinturón de seguridad para evitar ser despedido del vehículo. Tras un impacto, ya sea lateral, frontal o posterior, lo común es experimentar un latigazo cervical, especialmente cuando este impacto se produce por un alcance trasero.

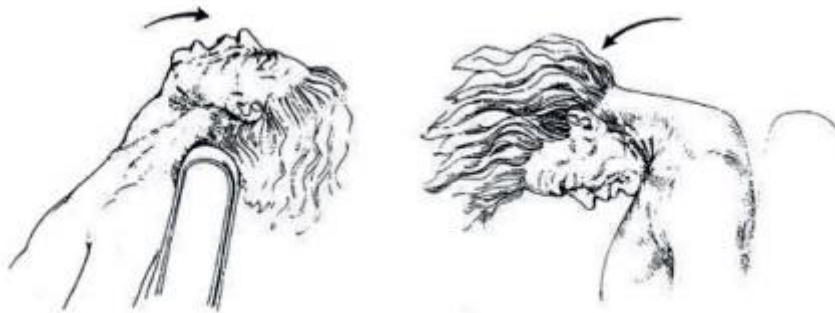


Ilustración 1: Latigazo cervical: visión clásica

[1] Después de recibir un alcance, el cuerpo sufre una aceleración hacia delante, mientras que la cabeza permanece estática en el espacio. Se provoca así un movimiento forzado de hiperextensión. La primera causa de daño se encuentra durante este proceso, observando lesiones en las articulaciones cervicales, las cápsulas ligamentosas, los discos, los nervios, los ligamentos y las fibras musculares.

(Ramos, 2011)

A causa de la inercia, la cabeza se desplaza hacia adelante, lo que da como resultado una hiperflexión de la columna. Este proceso, finaliza cuando la barbilla choca con el pecho. Sin embargo, antes de producirse el choque, ya se han producido lesiones en la musculatura posterior, los discos cervicales y los ligamentos vertebrales posteriores.

Existen otras formas de lesiones cervicales, como el impacto de la cabeza contra el suelo al cuando se entra de cabeza a una piscina sin que la profundidad sea suficiente. Es importante mencionar un deporte llamado *Cliff Diving*, que consiste en saltar desde acantilados al mar, donde suele suceder que no se verifica la profundidad del agua, provocando lesiones cervicales muy graves al caer de cabeza desde alturas tan elevadas.

También es importante hacer constar las lesiones que se producen por el paso del tiempo, como la artrosis degenerativa o el deterioro de los discos vertebrales.

En este caso, el proyecto se va a centrar en tratar lesiones cervicales menos graves que las mencionadas en los dos últimos tipos de accidentes. Se diseñará y estudiará un sistema de placa caja cervical de un nivel. Este tipo de sistema, se atornilla a dos vértebras contiguas e introduce una caja que sustituye al disco vertebral.

1.4 Materiales biocompatibles

Los materiales biocompatibles se utilizan para crear dispositivos que reemplazan partes o funciones del cuerpo humano, siendo seguros para la persona, sin provocar en el paciente rechazos o reacciones contraproducentes. Algunos ejemplos de dispositivos que se fabrican con materiales biocompatibles son las prótesis óseas, tornillos, catéteres, placas, agujas e implantes dentales.

Los materiales que están en contacto directo con la piel, como vendas o escayolas, no se consideran biocompatibles, ya que la piel actúa como una barrera protectora frente al entorno externo.

(Joon Park, 1992)

Para lograr el éxito en el diseño de un dispositivo biocompatible, como el sistema Placa-Caja cervical, es fundamental tener en cuenta los siguientes seis puntos:

1. **Aceptación del material y biocompatibilidad:** El material debe ser aceptado por el organismo sin causar toxicidad ni alergias a los componentes que forman la misma. Además, debe ser inmunogénico y químicamente inerte.
2. **Resistencia mecánica:** El dispositivo debe ser lo suficientemente fuerte para soportar las cargas y tensiones a las que estará expuesto.
3. **Durabilidad frente a la fatiga:** El material debe resistir el desgaste a lo largo del tiempo y mantener su funcionalidad.

4. **Diseño CAD óptimo:** Un buen diseño asistido por computadora (CAD) es esencial para garantizar la eficiencia y seguridad del dispositivo.
5. **Peso y densidad mínimos:** Se busca minimizar el peso y la densidad del dispositivo para facilitar su uso y comodidad.
6. **Coste asequible y facilidad de fabricación:** El material y el proceso de fabricación deben ser económicamente viables y prácticos.

Por lo tanto, se llevará a cabo un estudio mecánico de materiales biocompatibles, y el proyecto se centrará en el diseño asistido por computadora (CAD) y en el análisis mediante elementos finitos (CAE)

Capítulo 2. Estudios técnicos

En este capítulo se va a describir los estudios de materiales realizados para determinar cuáles de ellos son los más adecuados para el proyecto, en función de sus características.

2.1 Materiales

Con relación al diseño de la caja, se ha llevado a cabo un estudio de tracción primario para valorar las propiedades de tres materiales biocompatibles.

En lo referente al material de la placa, el proyecto se ha realizado con titanio de grado 5 para certificar que pueda resistir a las cargas necesarias que se estudiarán durante el proceso.

Para análisis de los materiales de la caja, y tras haberse realizado un diseño previo, se han fabricado probetas mediante impresión 3D. Estas probetas pasarán por un proceso de prueba, mediante una máquina de tracción, evaluando así su resistencia a la tracción, rigidez y deformación hasta el punto de rotura.

Los materiales objeto de las pruebas han sido: ABS, PETG y ONIX, habiéndose realizado las pruebas en el orden anterior.

2.1.1 Probeta normalizada

Para la elaboración de las probetas normalizadas enfocadas al estudio de tracción, se utiliza la **norma ISO 294-1**. Los planos para estas probetas se pueden observar en la siguiente imagen:

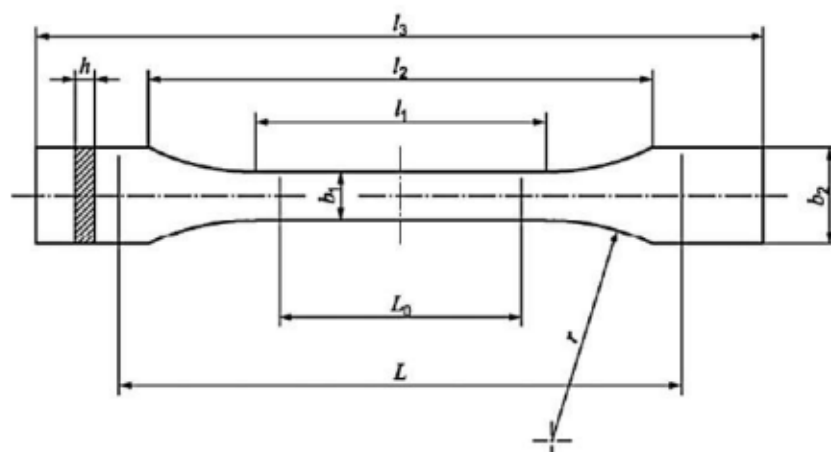


Ilustración 2: probeta según norma ISO 294-1

Probeta 1A			unidades
l_3	Longitud total	170.0	mm
l_1	Longitud de la parte estrecha de caras paralelas	80.0	mm
r	Radio	24.0	mm
l_2	Distancia entre las partes anchas de caras paralelas	109.3	mm
b_2	Anchura de los extremos	20.0	mm
b_1	Anchura de la parte estrecha	10.0	mm
h	Espesor recomendado	4.0	mm

Tabla 1: Dimensiones de la probeta 1A ISO 294-1

(Organización Internacional de normalización [ISO 294-1], 2017)

Con todo esto, se realizará un diseño 3D mediante SolidWorks 2022, utilizando un archivo STL para su impresión. Para ello la probeta debe percibir un cambio en su diseño, debido a que la pieza final es muy pequeña.

Para poder comprobar cómo trabaja el material de una manera mucho más precisa y exacta, se modifica la anchura de la parte estrecha, quedándose en 5 milímetros como se puede observar en la siguiente tabla.

Probeta			unidades
l_3	Longitud total	170.0	mm
l_1	Longitud de la parte estrecha de caras paralelas	80.0	mm
r	Radio	24.0	mm
l_2	Distancia entre las partes anchas de caras paralelas	109.3	mm
b_2	Anchura de los extremos	20.0	mm
b_1	Anchura de la parte estrecha	5.0	mm
h	Espesor recomendado	4.0	mm

Tabla 2: Dimensiones de probeta para estudio de propiedades mecánicas.

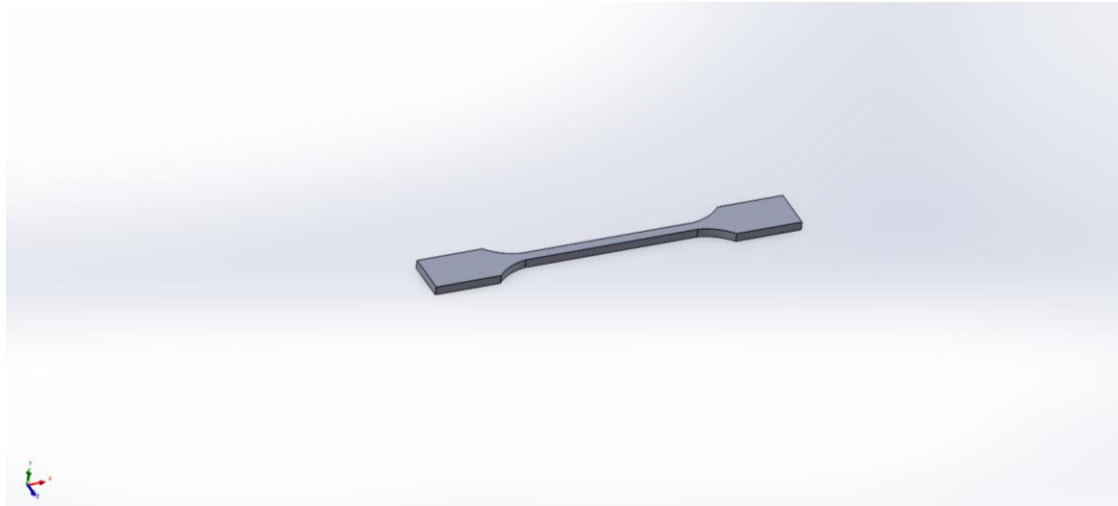


Ilustración 3: Probeta SolidWorks 2022

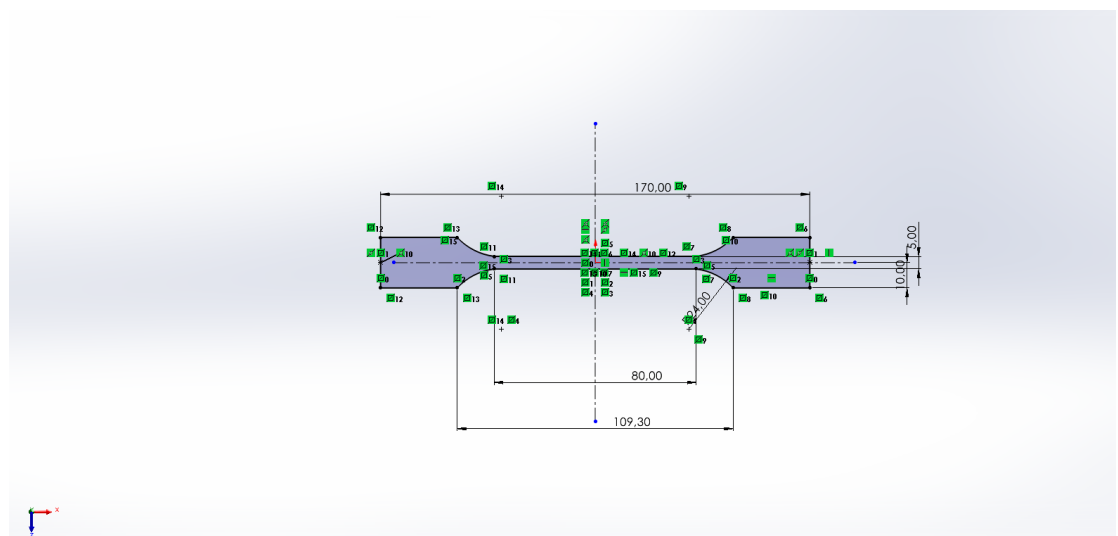


Ilustración 4: Croquis de la probeta

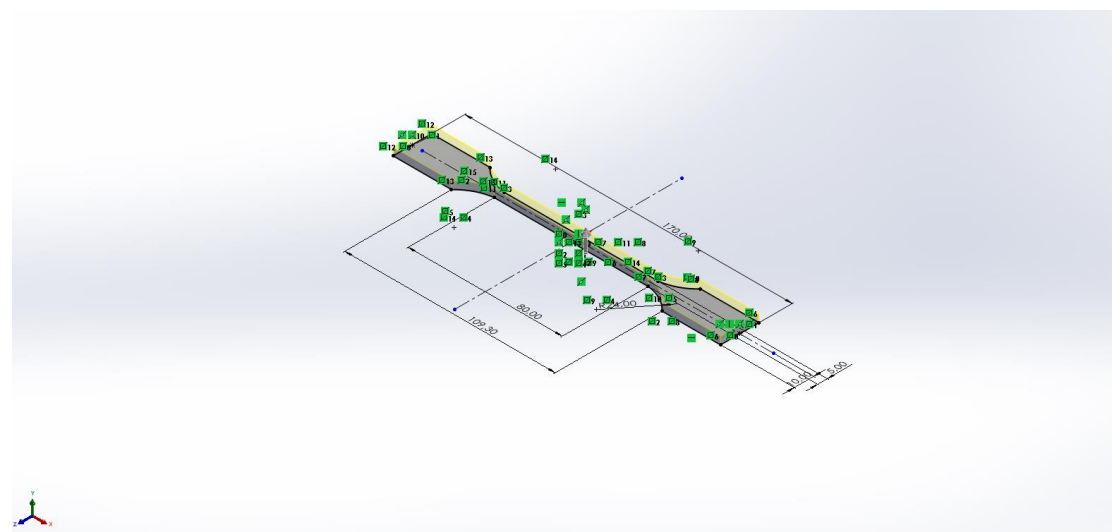


Ilustración 5: Extrusión del croquis

Estas tres últimas imágenes muestran el proceso en el diseño de las probetas en el software CAD para su futura impresión.

En esta imagen se puede observar el comportamiento de alguna de las probetas tras haber realizado las pruebas de tracción en la máquina correspondiente:

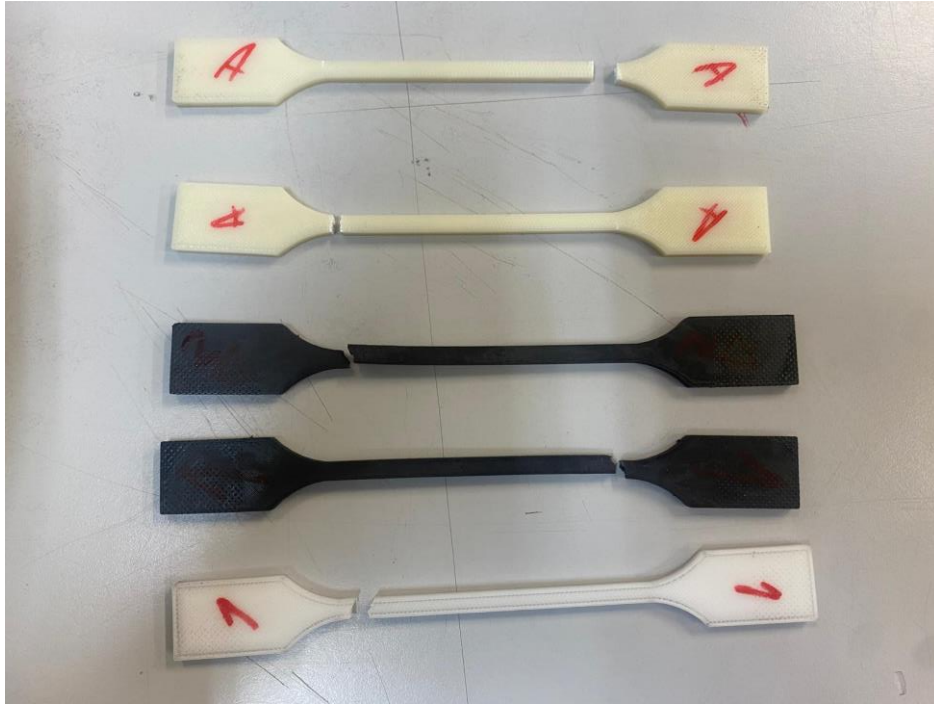


Ilustración 6: Probetas rotas en máquina de tracción

2.1.2 Estudio de materiales

Al realizar las pruebas, la máquina de tracción aporta una gráfica en Toneladas/mm, la cual se tendrá que convertir a MPa/mm, para ello, se llevarán a cabo los siguientes pasos:

1. El valor de las toneladas se convierte a kilogramos.
2. Para calcular la fuerza N , se multiplica el valor obtenido en kilogramos por el valor de la gravedad (9.81 m/s^2).
3. Por último, se necesita conocer la tensión en MPa, que consiste en dividir esta fuerza, N , por el área de la probeta. Como se ha podido observar anteriormente, corresponde al espesor (4mm) multiplicado por el ancho de la zona fina (5mm).

Al realizar estos cálculos, obtenemos las siguientes gráficas:

2.1.2.1 ABS

El ABS médico, pertenece a la familia de ABS (acrilonitrilo-butadieno-estireno), está diseñado para el sector sanitario, ya sea instrumental médico o la producción de algún tipo de prótesis.

(Weerg, 2024)

Con este material se realizaron los primeros ensayos, llegándose a realizar 2 repeticiones para confirmar la calidad del proceso.



Ilustración 7: Probeta ABS 1

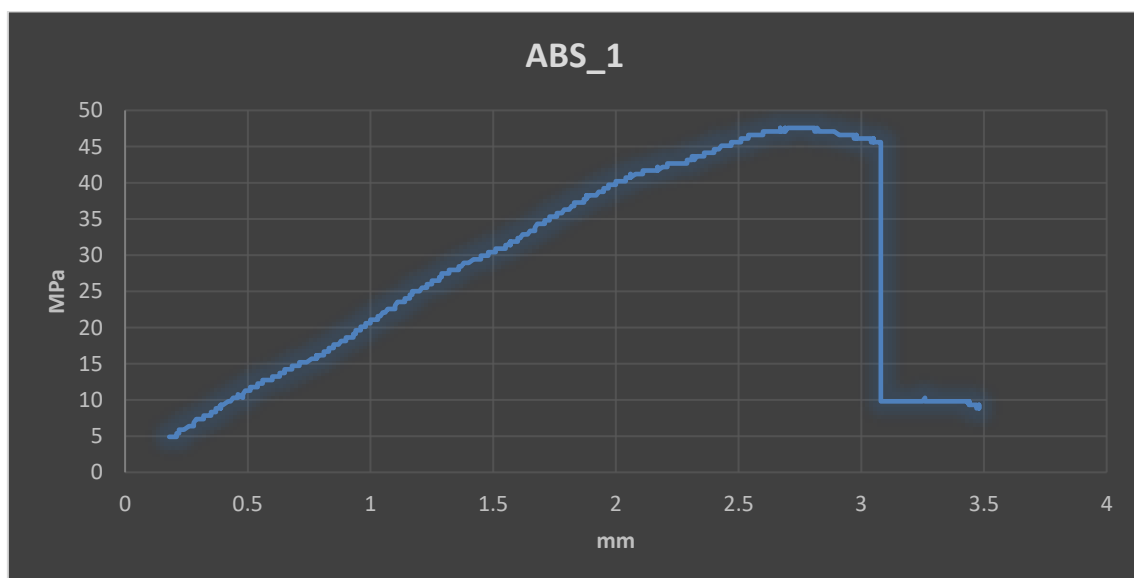


Ilustración 8: ABS primer ensayo

Área	20 mm ²
Longitud inicial	170 mm
Longitud Final	173.3 mm
Tensile Ultimate Strength	47.5785 MPa
Force Ultimate Strength	0.097 Ton

Tabla 3: Primer ensayo ABS

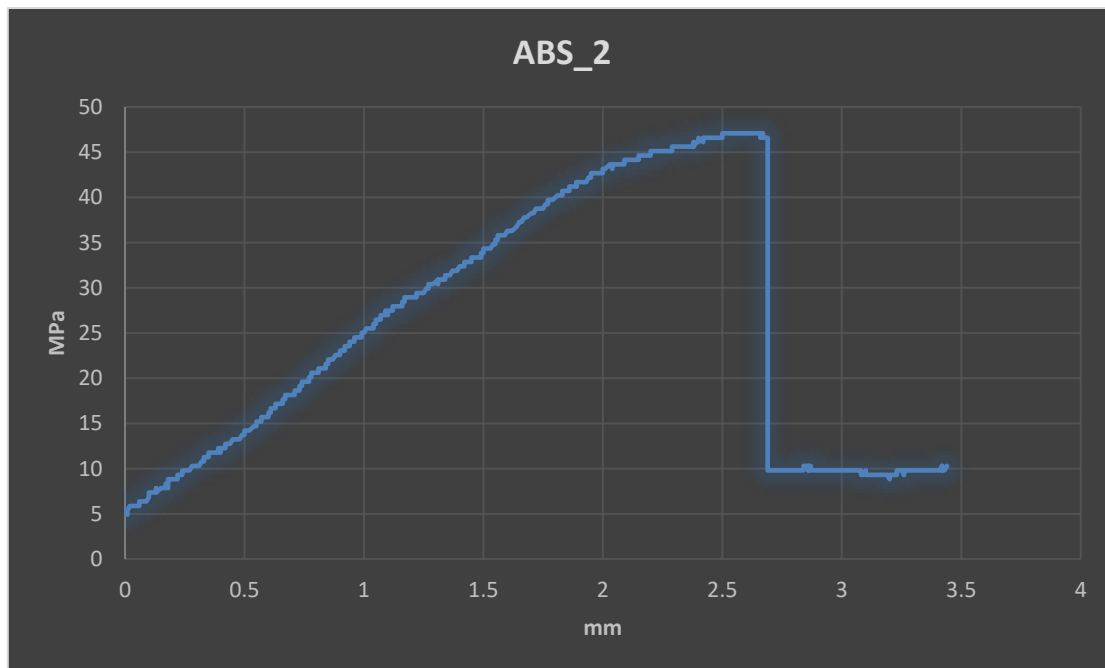


Ilustración 9: ABS segundo ensayo

Área	20 mm ²
Longitud inicial	170 mm
Longitud Final	173.44 mm
Tensile Ultimate Strength	47.088 MPa
Tensile Ultimate Strength	0.096 Ton

Tabla 4: ABS Segundo ensayo

2.1.2.2 PETG

El PETG, de uso médico, es un tipo de material termoplástico el cual combina las características de Polietileno tereftalato (PET) y el glicol, este último le da unas características de mayor flexibilidad y resistencia.

(Dynamopro3D, 2024)

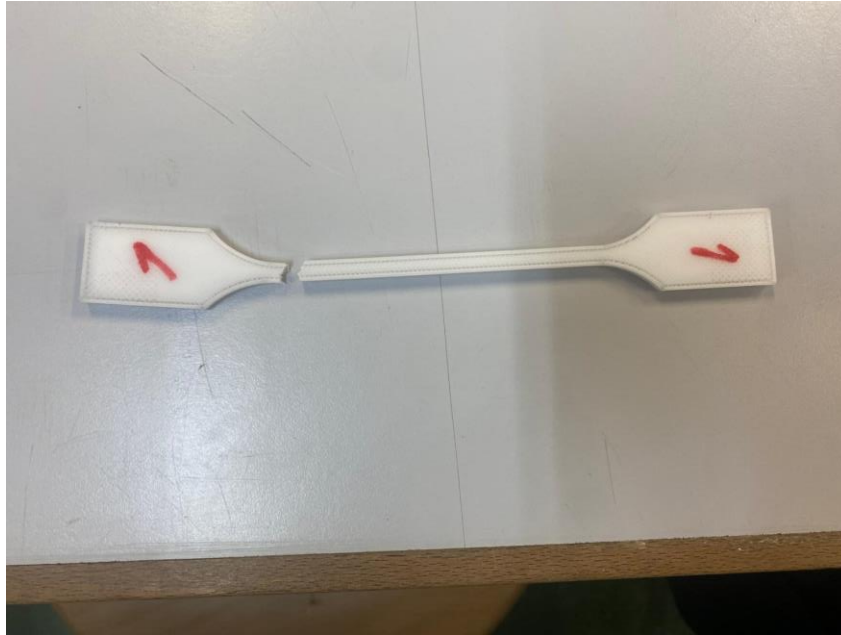


Ilustración 10: Probeta PETG

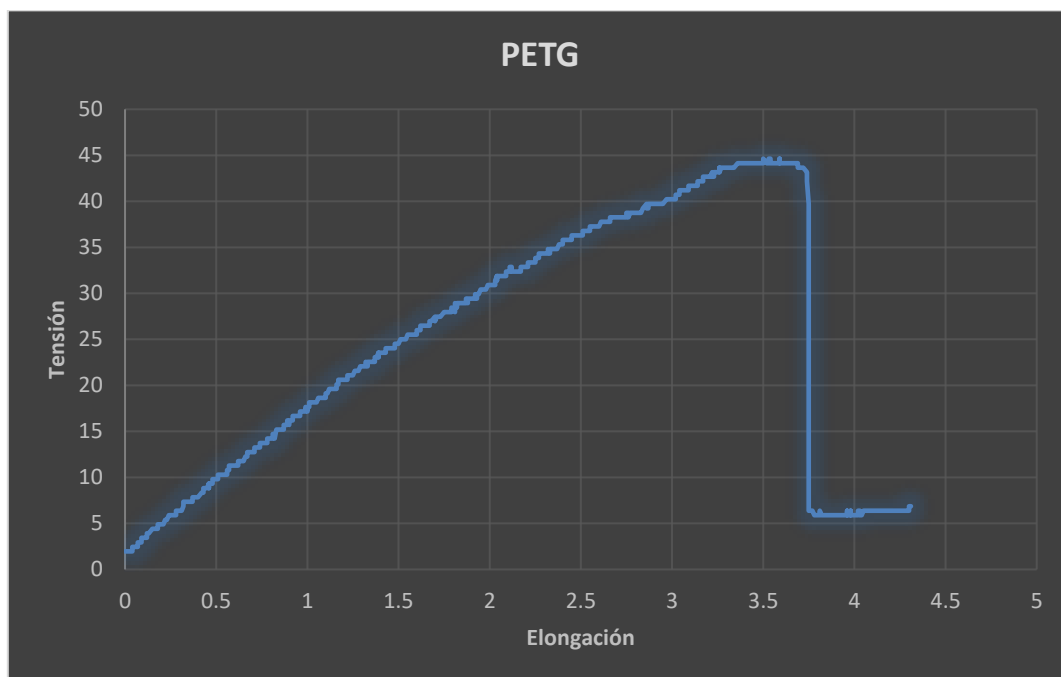


Ilustración 11: PETG Primer ensayo

Área	20	mm2
Longitud inicial	170	mm
Longitud Final	173.78	mm
Tensile Ultimate Strength	44.6355	Mpa
Tensile Ultimate Strength	0.091	Ton

Tabla 5: PETG Primer ensayo

2.1.2.3 ONIX

Este material está compuesto de Nylon y fibra de carbono, ambos son biocompatibles y están siendo utilizados en diferentes prótesis actualmente. Principalmente son usadas en prótesis dentales, pero en este caso lo usaremos para la columna vertebral.

En el caso del Onyx, se han realizado varias pruebas con los distintos tipos de impresión, concretamente triangular y sólida. Con ello, gracias a los resultados obtenidos, se confirma que un tipo de impresión tiene mejores resultados que la otra.

Para las propiedades mecánicas de las probetas Onyx con impresión triangular. Dada la importancia de este material, se han llevado a cabo dos ensayos para verificar la calidad del proceso.



Ilustración 12: Probeta ONIX

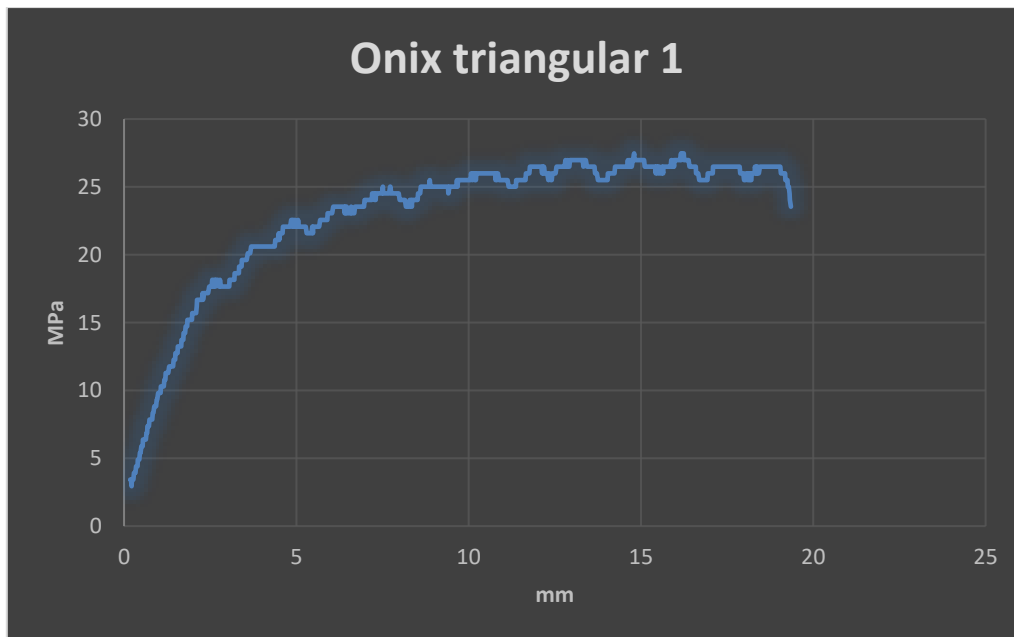


Ilustración 13: Onix triangular primer ensayo

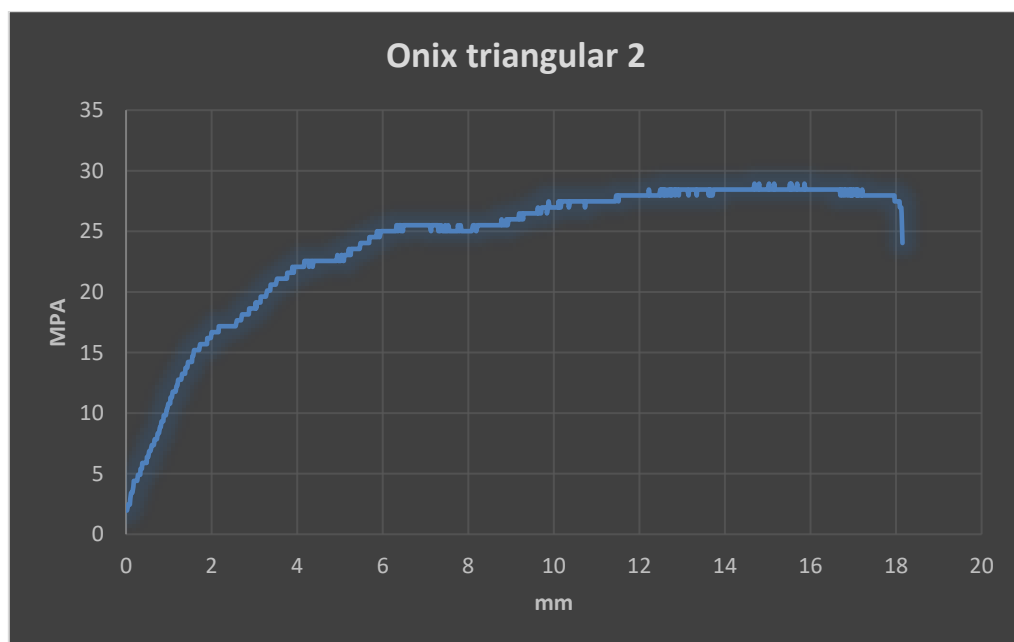


Ilustración 14: Onix triangular segundo ensayo

Área	20	mm ²
Longitud inicial	170	mm
Longitud Final	188.15	mm
Tensile Ultimate Strength	28.9395	MPa

Tabla 6: Propiedades mecánicas Onix triangular

Para el ensayo de la probeta Onyx impresa de manera sólida se consiguen las siguientes propiedades mecánicas:

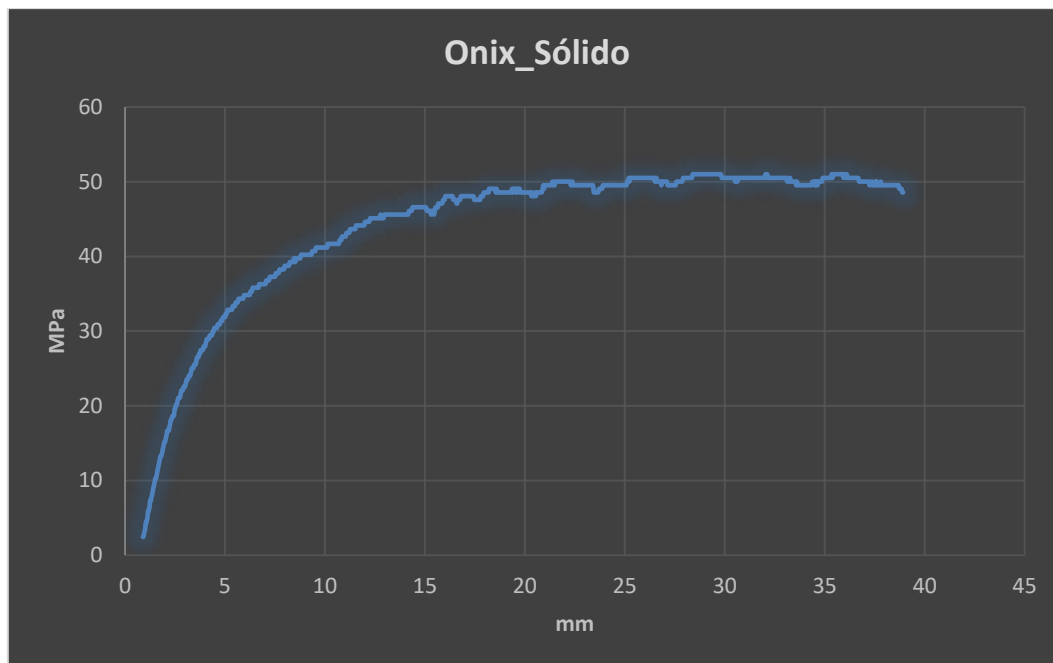


Ilustración 15: onyx solido primer ensayo

Densidad	1.2	g/cm3
Área	20	mm2
Longitud inicial	170	mm
Longitud Final	208.03	mm
Tensile Ultimate Strength	51.012	MPa
Tensile Ultimate Strength	0.104	Ton
Módulo de Young	4.2	GPa

Tabla 7: Propiedades mecánicas Onix sólido

Al realizar los ensayos con este material, se obtienen unos datos muy similares a los del fabricante, por lo que se considera el módulo del Young facilitado por el mismo.

Como se ha podido observar que, durante los ensayos, no se llega a distinguir con exactitud donde sufre el proceso de cambio al pasar de una deformación elástica inicial a una plástica.

2.1.3 Elección de material para el diseño de la caja

Al realizar la comparativa de las gráficas anteriores se concluye que el Onix impreso de manera sólida es la mejor solución ya que dispone de mejores propiedades mecánicas, sobre todo en cuanto al límite de rotura del material, dado que no resulta relevante su entrada en plasticidad.

La gráfica fusionada de comportamiento de los tres materiales es la siguiente:

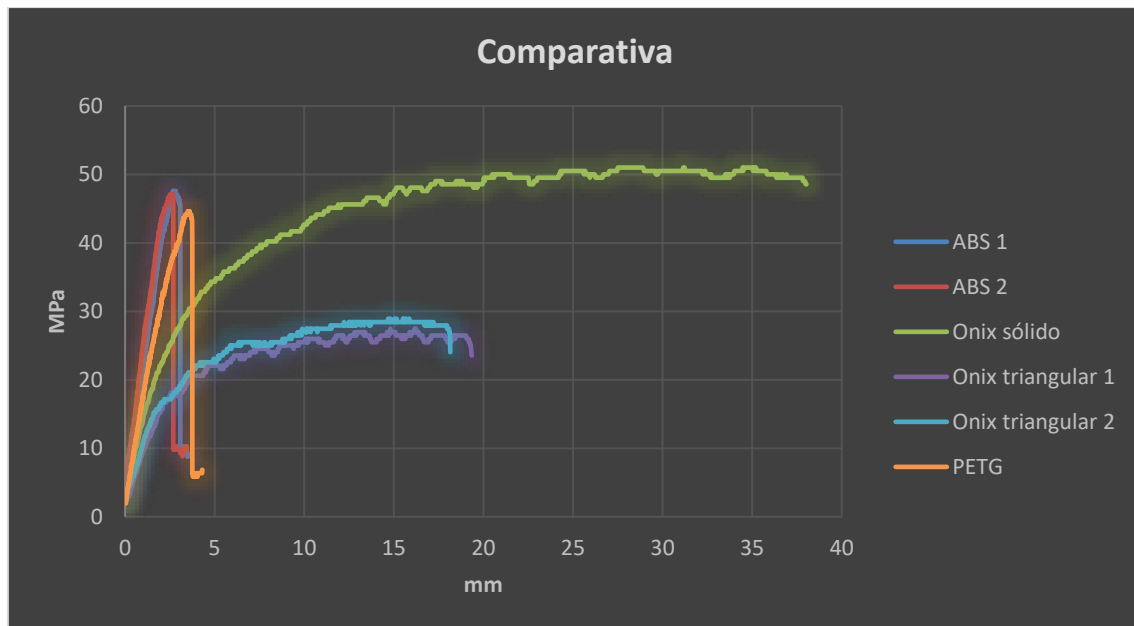


Ilustración 16: Comparativa de materiales de impresión 3D

2.1.4 Titanio grado 5 (Ti6Al4V)

Este material cobra protagonismo en la parte de la placa, donde se va a utilizar al ser más resistente que la propia caja, logrando así que aguante las cargas y tensiones más altas a las que se va a enfrentar.

Para ello se usan las propiedades de la aleación de titanio que hay en Ansys Workbench 2022 R1.

Density	4429	kg/m ³
Young's modulus	1.11E+11	Pa
Poisson's Ratio	0.3387	
Tensile yeld Strength	8.46E+08	Pa
Tensile Ultimate Strength	9.18E+08	Pa

Tabla 8: Ti-6Al-4V Mechanical properties (Ansys Workbench 2022 R1) [3]

Capítulo 3. Diseño

En este capítulo se detalla del diseño del sistema Placa-Caja para

3.1 Columna vertebral

Lo más importante antes de realizar el diseño es conocer tanto la geometría como las necesidades que presenta la columna vertebral del paciente.

En la siguiente imagen se puede observar los elementos que se encuentran en la zona en la que se instalará el sistema tras haber sido diseñado:

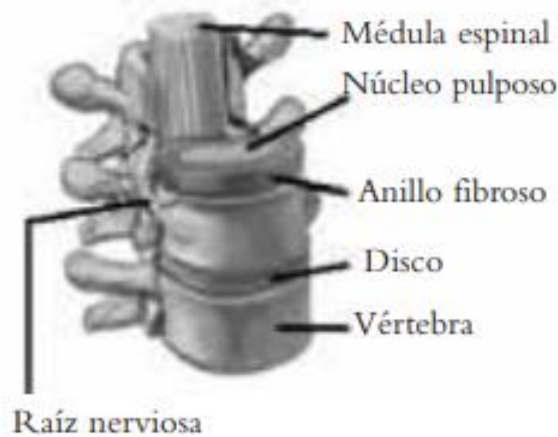


Ilustración 17: Disposición de la columna

(Dr. Oliveira, Dr. Navarro García, Dr. Ruiz Caballero, & Dra. Brito Ojeda, 2007)

Para realizar un diseño concreto de la columna vertebral de un paciente, se ha empleado las imágenes procedentes de sistemas de resonancia magnética, con el que se ha generado el correspondiente diseño CAD con las dimensiones necesarias.

Para implantar el sistema (placa-caja) en la columna vertebral de un paciente, se requiere la extracción del disco intervertebral y la inmovilización de las vértebras colindantes.

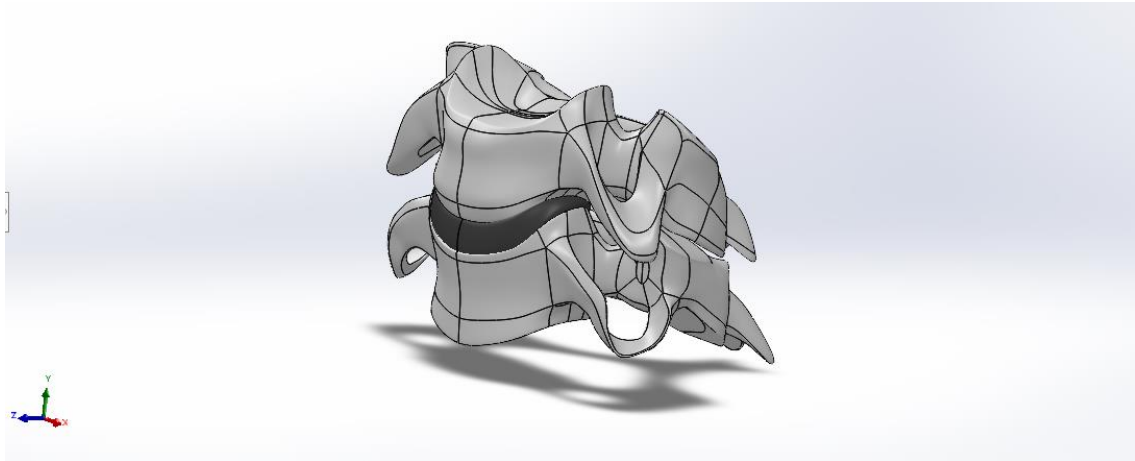


Ilustración 18: Diseño CAD de la zona afectada

En esta imagen, se observa el disco cervical en un color más oscuro, el cual se tendrá que eliminar, y con ello conseguir ese espacio entre las vértebras C4-C5, que se puede apreciar en un color más claro.

Dicha extracción se realizará por la parte anterior de la columna, ya que como se puede observar en la imagen número 17, por la parte posterior se encuentra la medula espinal y eso impedia que se pueda operar y por lo tanto instalar el dispositivo.

Debido a la extracción del disco intervertebral, se tendrá que realizar un diseño el cual no sea únicamente una placa cervical, sino que se trata de un sistema Placa-Caja, donde se atornillará una placa a las vértebras mientras la caja hace la labor de disco.

En la siguiente imagen se observa el hueco generado para introducir la caja cervical:

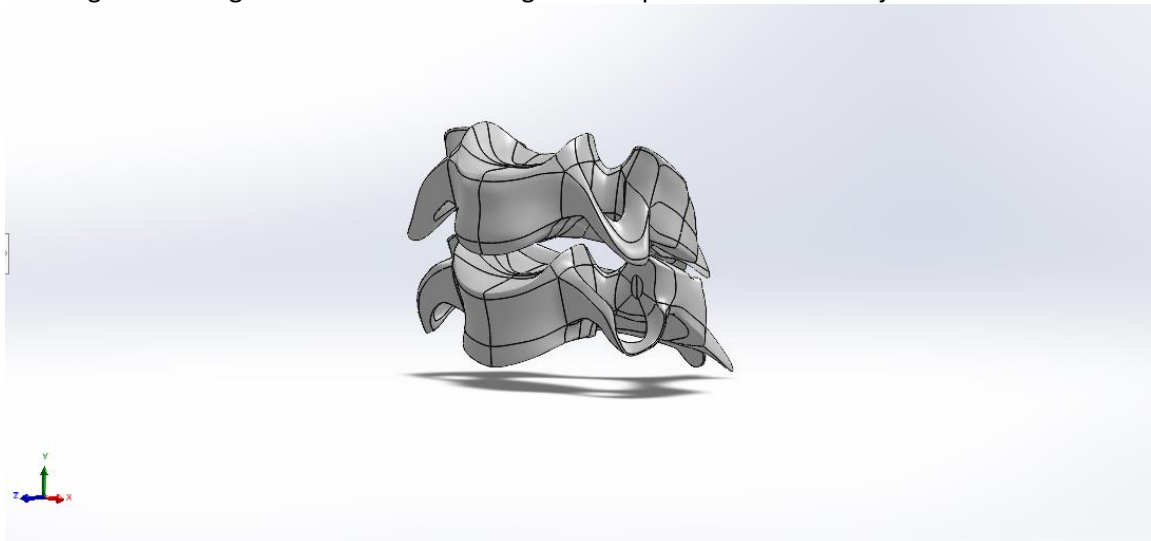


Ilustración 19: Diseño C4-C5

3.2 Placa

Para esta parte del sistema se hace una extrusión y después de esta se realizan dos operaciones de flexionar para que la pieza tenga una forma lo más parecida a la vértebra en la que se va a atornillar. También se genera un cilindro hueco en la parte posterior con una pequeña rebaba al final para que este se introduzca en la caja e impida su salida. Para más seguridad se genera una rosca en el interior del cilindro para enroscar un tornillo y que este genere una fuerza hacia el exterior del cilindro y reforzar la fijación a la caja.

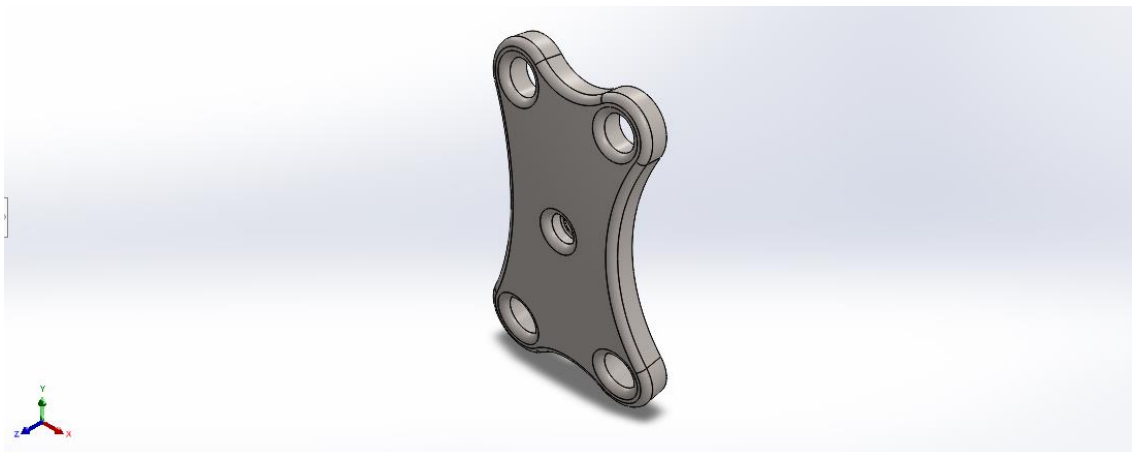


Ilustración 20: Vista isométrica de la placa

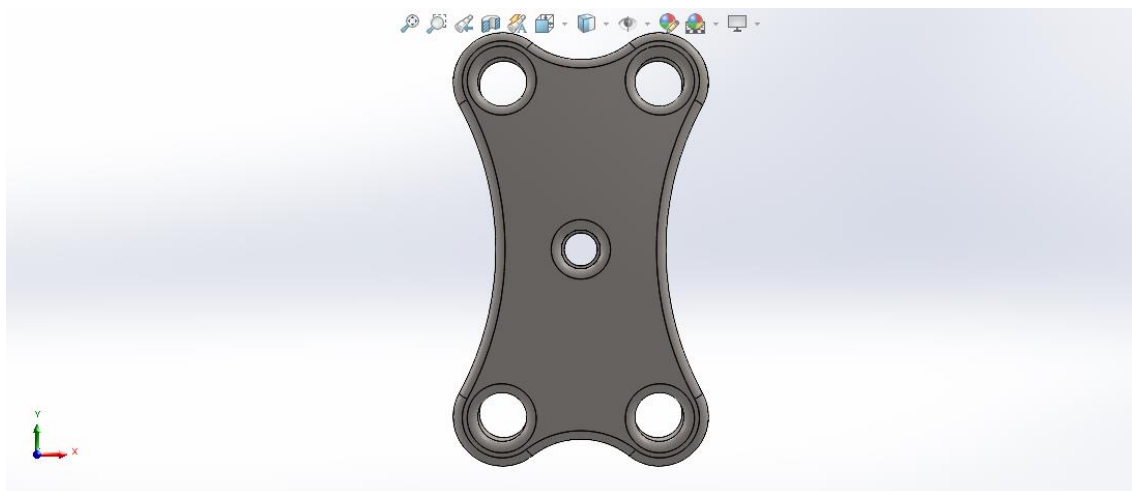


Ilustración 21: Vista frontal de la placa

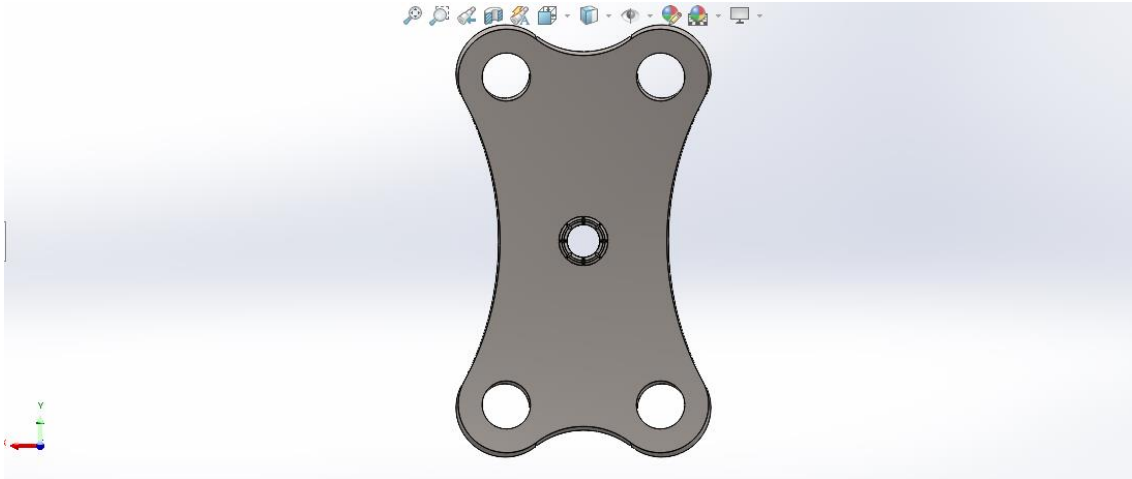


Ilustración 22: Vista posterior de la placa

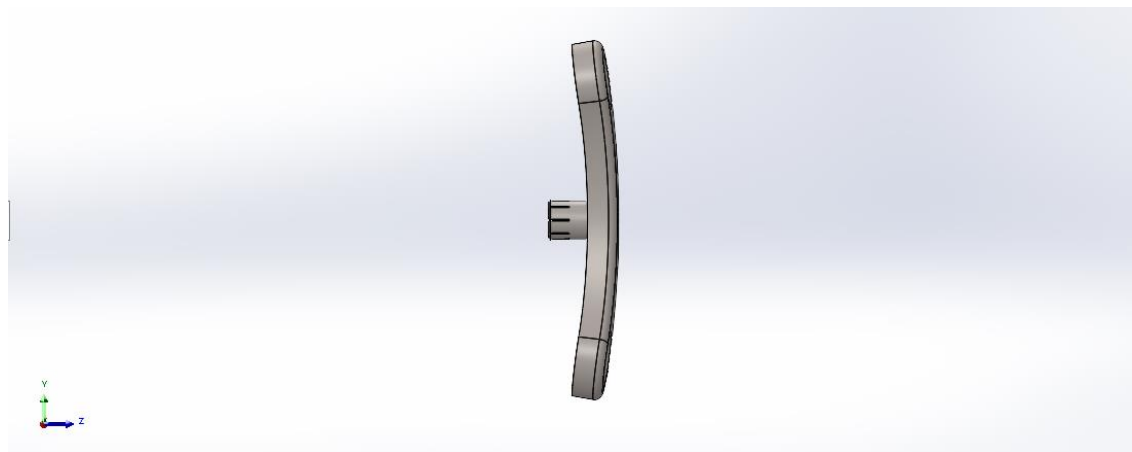


Ilustración 23: vista lateral de la placa

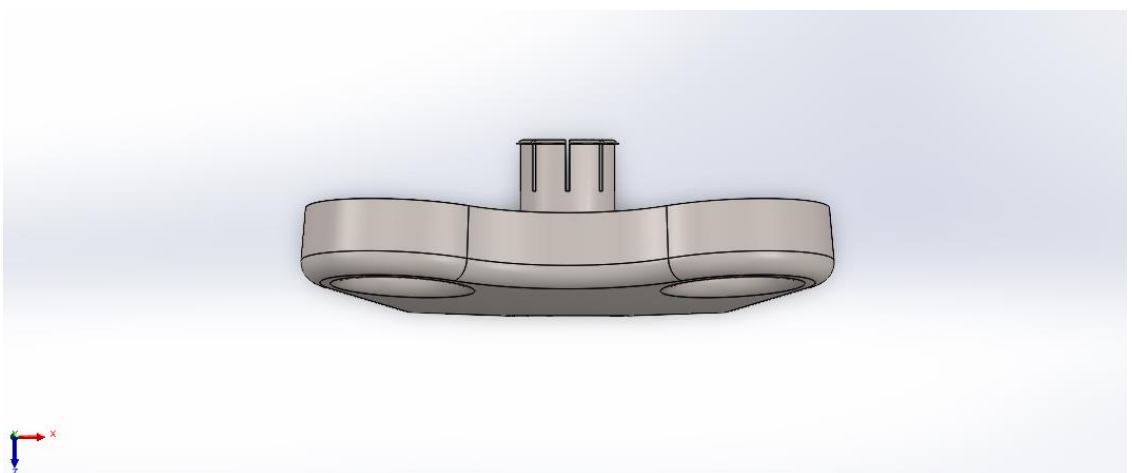


Ilustración 24: Vista superior de la placa

3.3 Caja

En cuanto a la caja se genera una caja hueca, ya que para la resistencia a compresión entre las vértebras C4 y C5 no necesita ser completamente sólida. Se genera un agujero en la parte anterior del diseño para que el cilindro de la placa se introduzca en este agujero y se generan unas geometrías en la parte superior e inferior para que la caja pueda entrar con facilidad entre las vértebras pero no pueda salir, gracias a su forma de sierra inclinada.

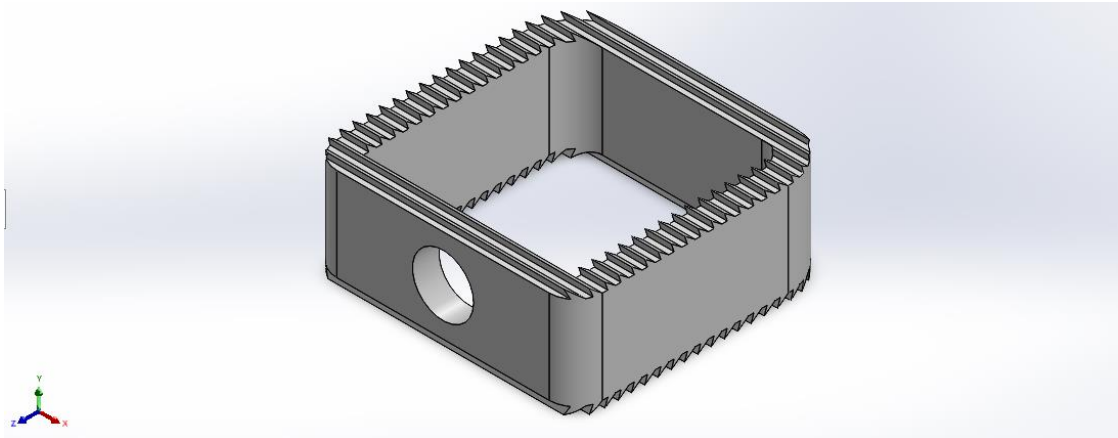


Ilustración 25: Vista isométrica de la caja

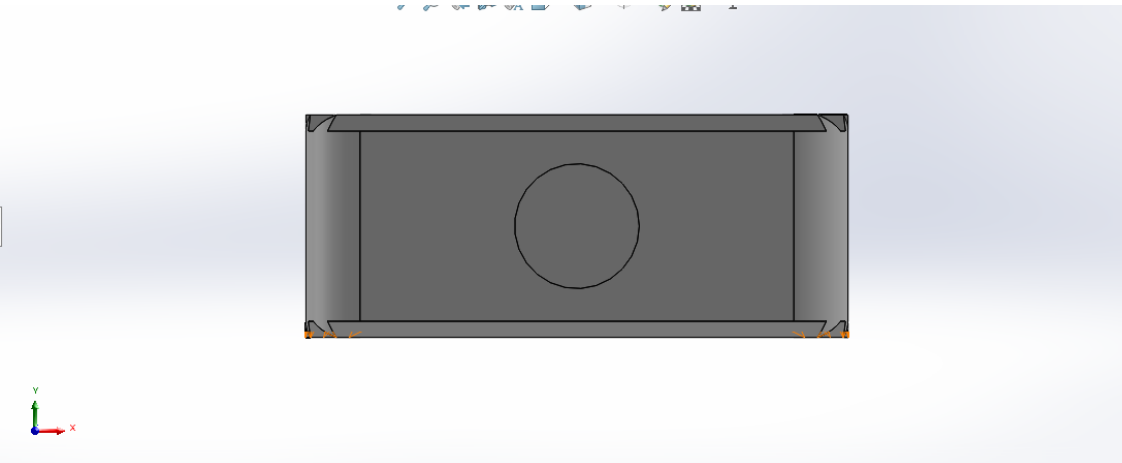


Ilustración 26: Vista frontal de la caja

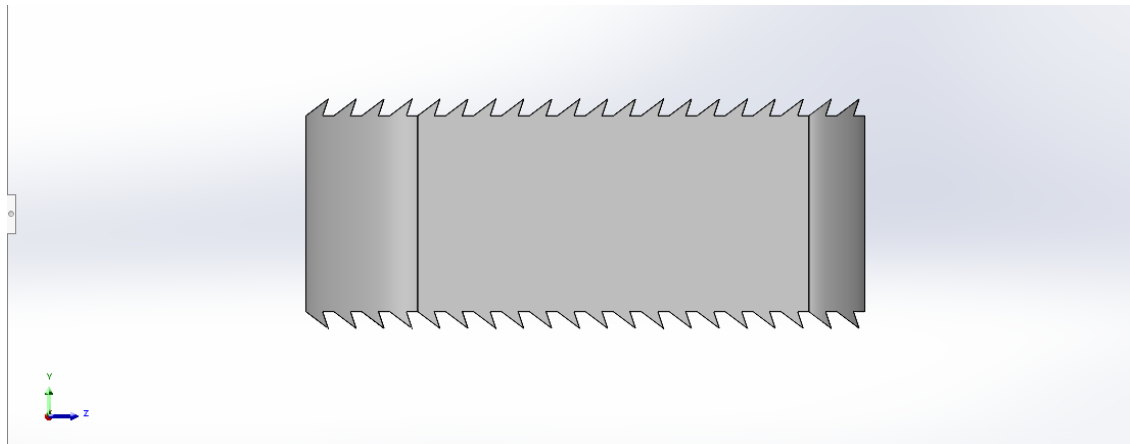


Ilustración 27: Vista lateral de la caja

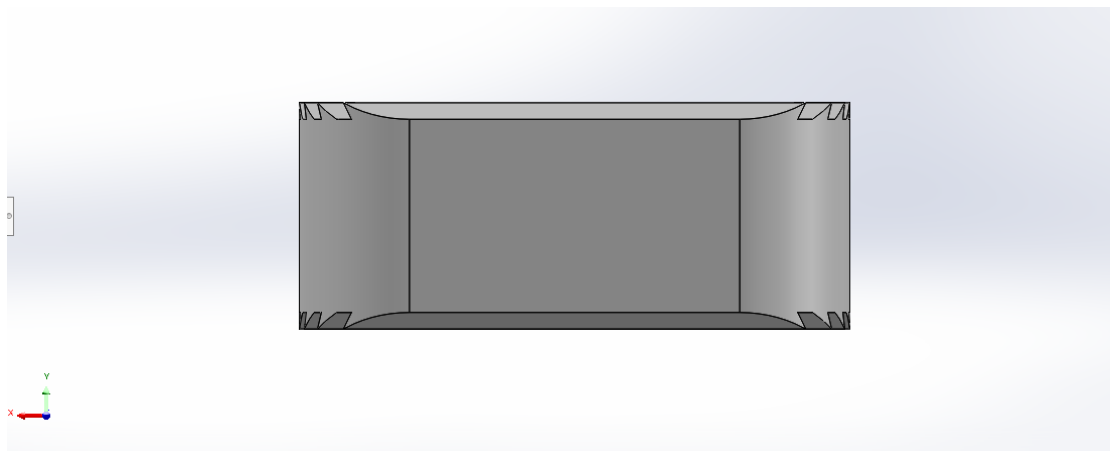


Ilustración 28: Vista posterior de la caja

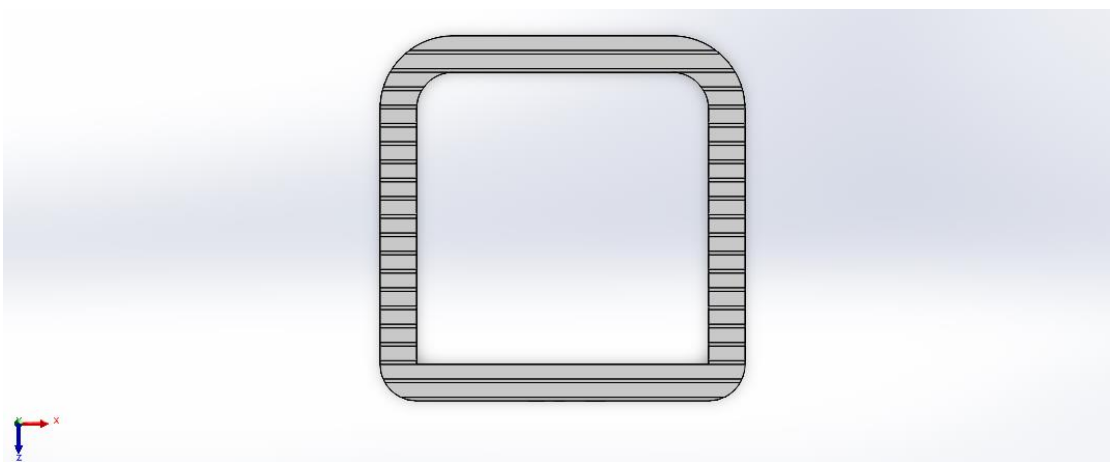


Ilustración 29: Vista superior de la caja

3.4 Ensamblaje

Para el ensamblaje se introduce también las CAD de las vértebras C4 y C5, que es donde se va a colocar el sistema Placa-Caja. Para enganchar la placa a la caja se hace un pequeño cilindro hueco que sale del cuerpo de la placa con unas pequeñas pletinas para enganchar en el agujero de la caja, para que pueda entrar pero no salir. Para más seguridad de que no se salga la placa de la caja y se mantengan unidas se hace una rosca para introducir un tornillo y que este ensanche el cilindro y no se pueda contraer.

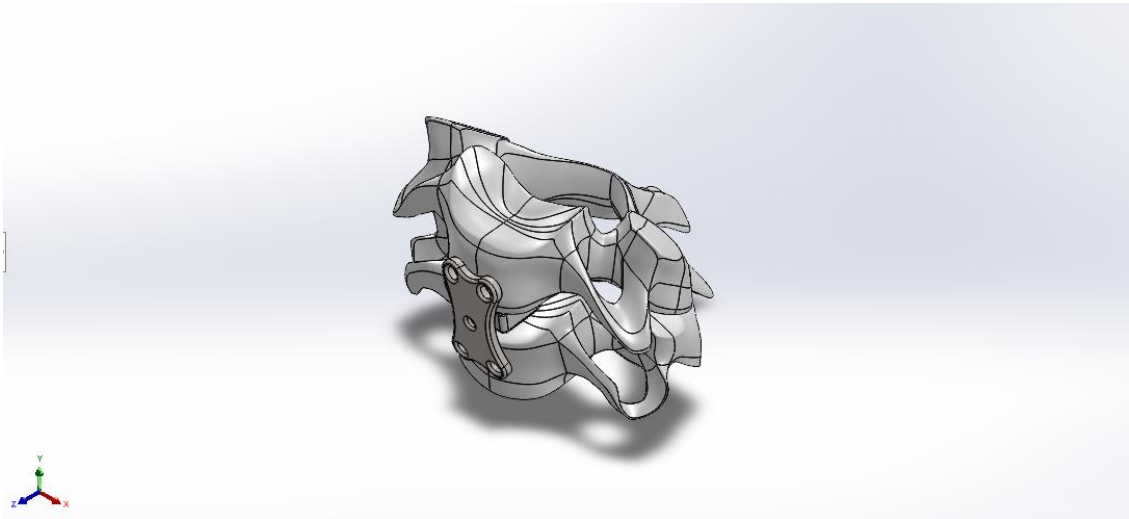


Ilustración 30: Vista isométrica del ensamblaje

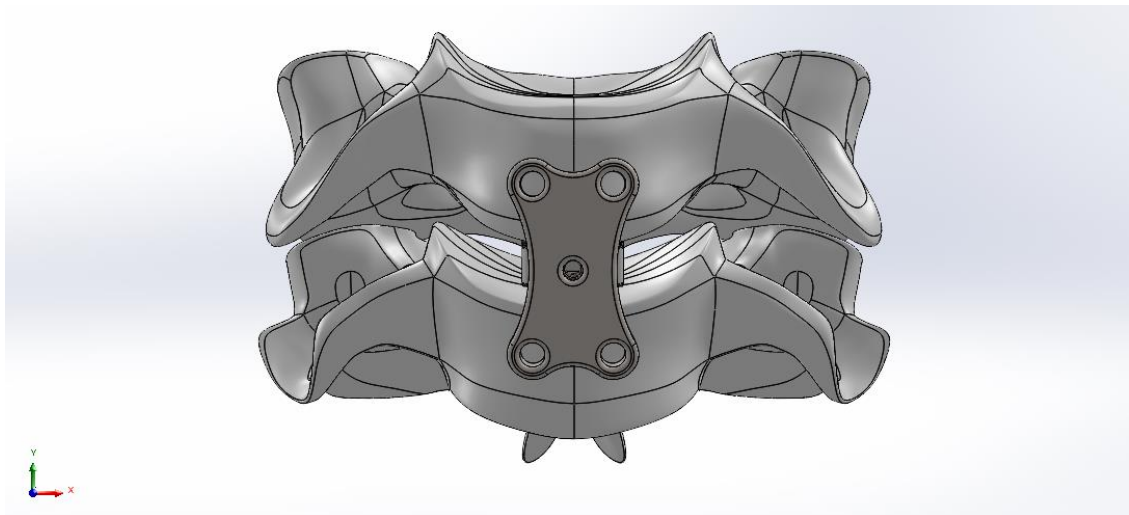


Ilustración 31: Vista frontal del ensamblaje

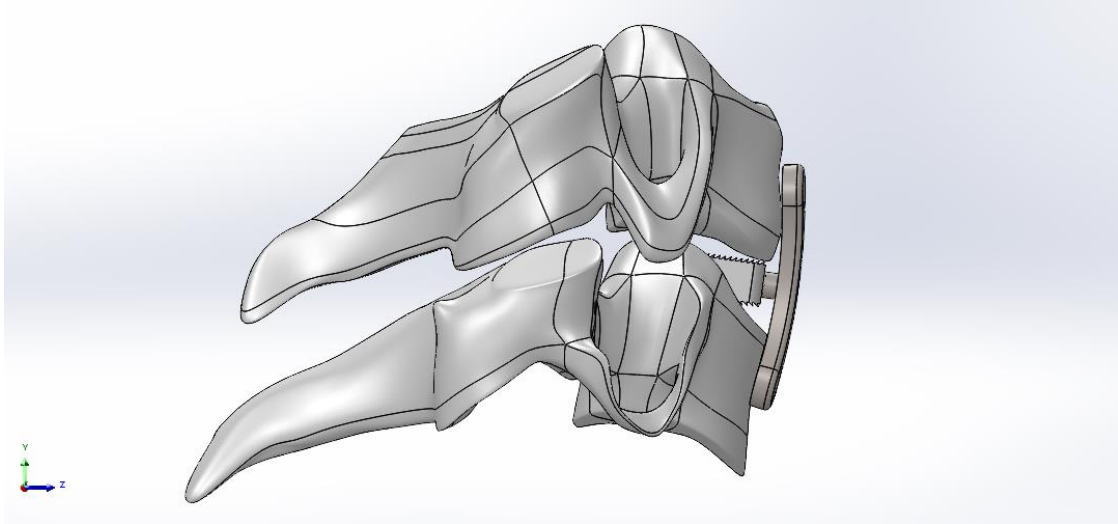


Ilustración 32: Vista lateral del ensamblaje

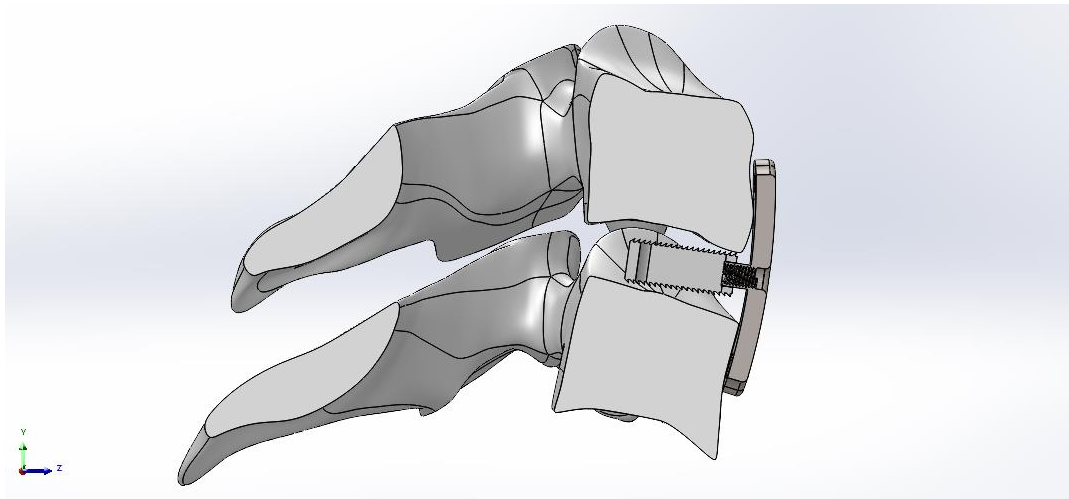


Ilustración 33: Vista de sección del ensamblaje

Capítulo 4. Hipótesis de cargas

Para realizar el cálculo, es necesario considerar las hipótesis de carga, donde implica el análisis de las fuerzas o cargas que afectarán al sistema Placa-Caja. De esta manera, se han obtenido datos para diseñar y estudiar el sistema de manera más realista, derivando a un funcionamiento real y observatorio de los posibles fallos que se puedan producir durante su uso. Para ello se han realizado dos hipótesis.

4.1 Hipótesis I

Para la primera hipótesis de carga, se supone que la persona a la cual se le ha implantado el sistema Placa-Caja, se produce una fuerte inclinación de la cabeza hacia atrás, esto puede ocurrir en un simple movimiento diario como es el levantarse de la cama, o incluso recibe un pequeño latigazo cervical de 100 N (alrededor de 10 Kg).

Para ello se implementa la fuerza mencionada anteriormente en la zona de contacto de los tornillos con la placa como se puede observar en la siguiente ilustración.

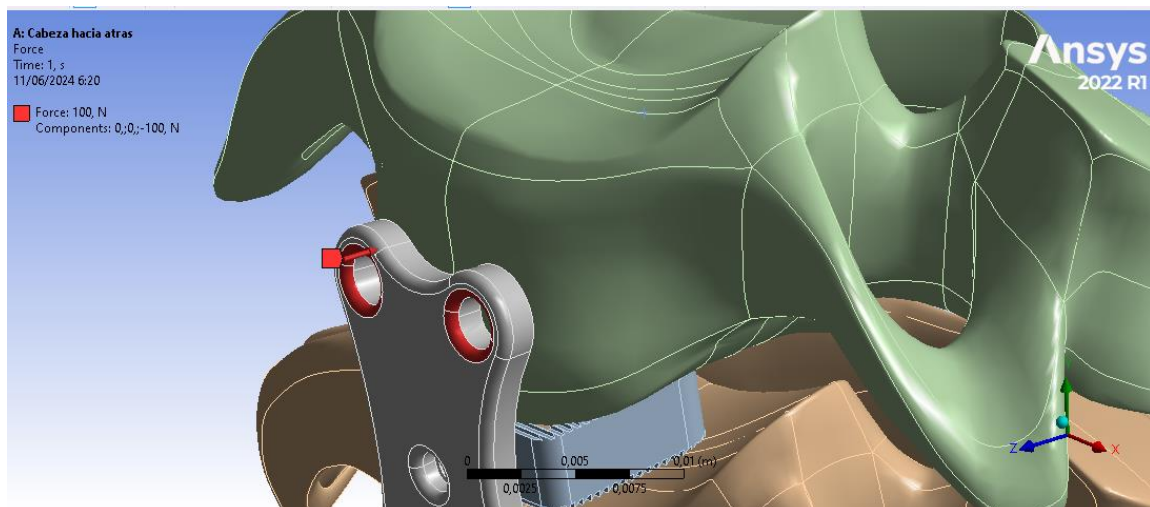


Ilustración 34: Fuerza aplicada en Hipótesis I

Para que el sistema no se mueva se utiliza un empotramiento en las caras inferiores de la vértebra C5, como se puede observar en la imagen 35, de tal manera que el sistema sea inmóvil y que Ansys Workbench 2022 R1 pueda realizar los cálculos.

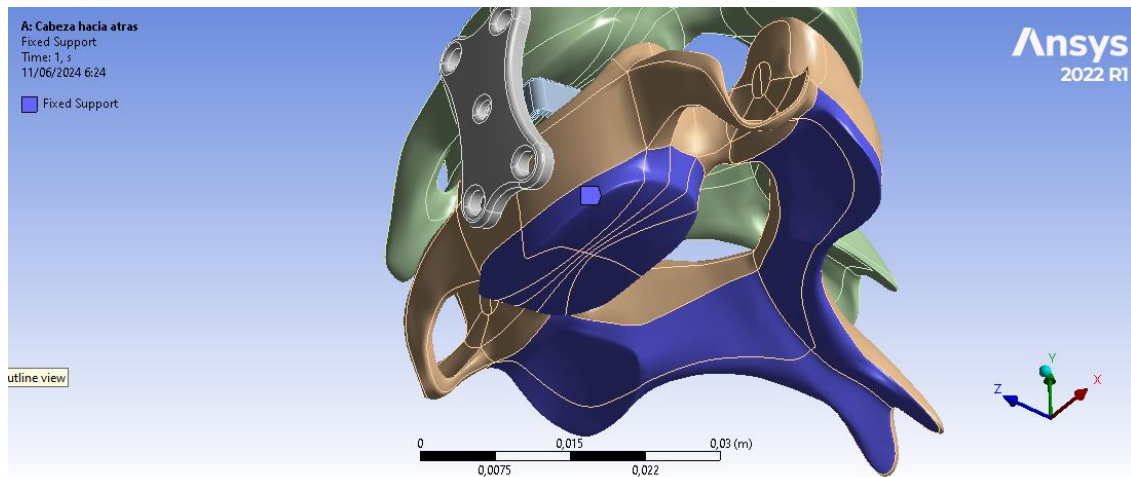


Ilustración 35: Fixed support hipótesis I

También es muy importante tener en cuenta los contactos entre los distintos elementos para que la placa este apoyada en la vértebra C5. Para que esto suceda, el propio programa genera un contacto llamado “Bonded”. Este tipo de contacto es lo más indicado para analizar una unión atornillada de la manera que se está estudiando en este proyecto, sin contemplar los tornillos.

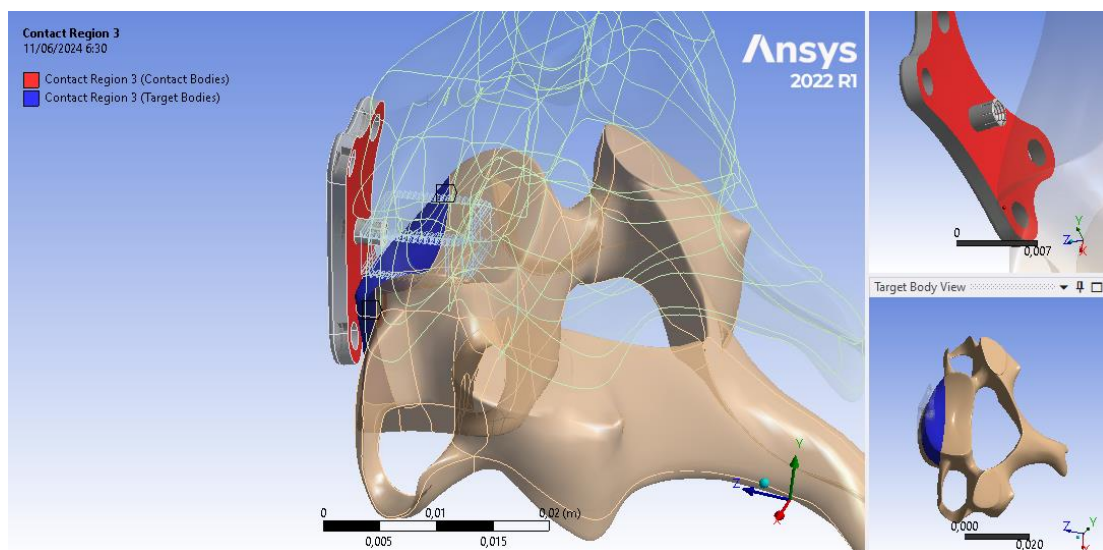


Ilustración 36: Contacto "Bonded" entre placa y C5

4.2 Hipótesis II

Para la segunda Hipótesis se realiza el estudio en el cual, la persona con el implante puesto realiza un esfuerzo de 100N hacia la parte frontal de la cabeza, es decir el caso completamente opuesto al anterior. De esta manera el contacto entre placa y la vértebra C5 sería exactamente igual que en la hipótesis I, así como el fixed support (empotramiento) en la parte baja de la vértebra C5, para conseguir que el sistema sea inmóvil.

La diferencia entre las dos hipótesis es el estado de carga. En este caso la fuerza se aplica en la misma dirección pero en sentido contrario y para hacerlo lo más realista posible, la carga se aplica desde la vértebra C4 y con el contacto transfiere dicha carga a la placa.

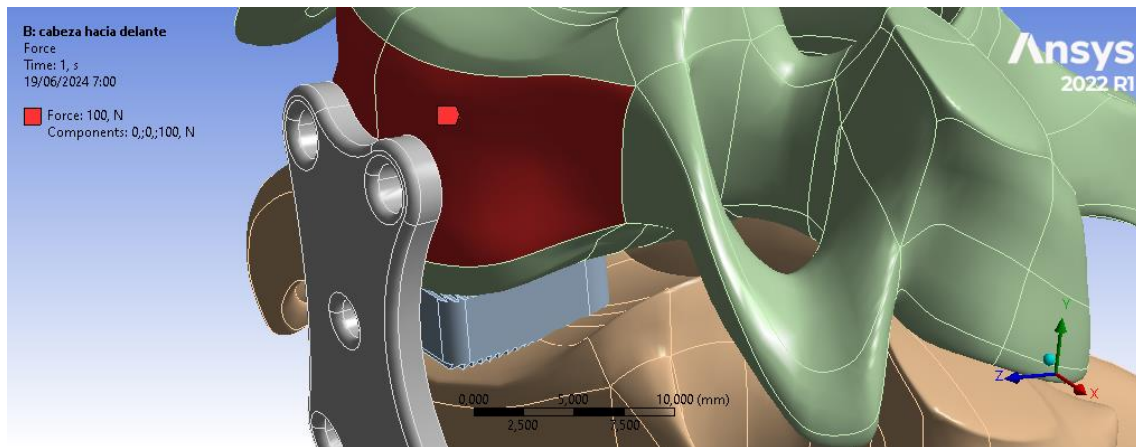


Ilustración 37: Carga en hipótesis II

Capítulo 5. Cálculos

Después de realizar el diseño en SolidWorks 2022 se realiza el CAE (Computer Aided Engineering), con esto se va a valorar la resistencia de cada pieza por separado y en su conjunto. Antes de eso hay que ver que fuerzas deberían de soportar.

Después de lo anterior, se realizan los cálculos en Ansys Workbench 2022 R1. Aquí se aplican las fuerzas en las zonas en las que se van a generar y al uso del programa se obtendrán como resultados: la tensión de Von-Mises, la deformación y el coeficiente de seguridad. Los datos obtenidos se pueden ver por cada componente o el sistema en su conjunto.

5.1 Mallado

El mallado de elementos finitos es una técnica enfocada al estudio de elementos de pequeño tamaño, con herramientas como Ansys Workbench 2022 R1 se puede calcular lo que ocurre en cada punto subdividido, y con ello verificar de manera más precisa lo que sucede en el sistema al juntar todos los puntos.

Cuanto más puntos se generen en la malla, mayor precisión, pero también mayor tiempo de cálculo. Por lo tanto, lo más óptimo sería realizar un auto mallado del sistema completo y de las vértebras cervicales del paciente, dejando que el propio software elija como actuar en cada zona a la hora de dividir los elementos.

Al llevar a cabo este proceso, se encuentra un problema en el CAD de la vértebra C4, confirmando un error de mallado. Para solventarlo, se realiza un mallado más fino de este elemento, obteniendo como resultado final el siguiente:

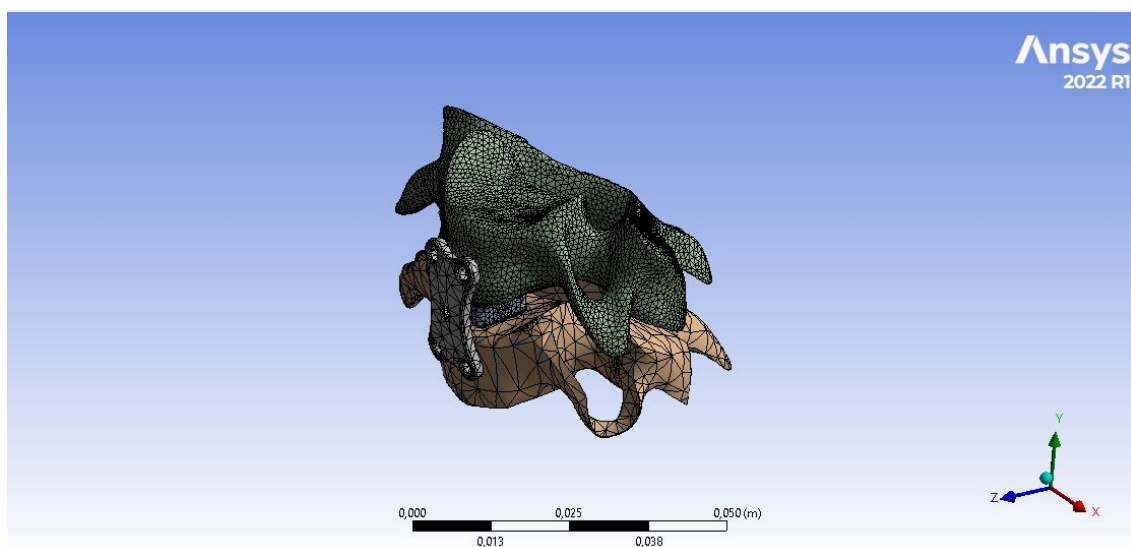


Ilustración 38: Mallado del sistema

Para afinar la malla de la vértebra se realiza un body sizing y se genera una malla de un tamaño de elemento de 1 mm que es lo máximo posible para que el software pueda trabajar sin dar errores.

Tras realizar el mallado del sistema se reconocen 181373 nodos y 118523 elementos, de este modo hay alrededor de 1.088.238 grados de libertad.

5.2 Tensión de Von-Mises

La tensión de Von-Mises es, como su nombre indica, la tensión que combina las tres tensiones dimensionales del espacio (x, y, z) que puede tener un diseño. Esto se usa principalmente para ver si el componente diseñado se va a romper o no. Para ello hay que comparar la tensión de Von-Mises calculada con la tensión de rotura del material en el que este componente se ha diseñado. Es decir, en el momento en el que la tensión de Von-mises sea mayor, en cualquier punto del sistema, a la tensión que soporta el material, este sistema se va a romper, por lo tanto, este diseño no puede ser fabricado o al menos utilizado para lo que se quería diseñar puesto que en el momento en el que se produzca la hipótesis de cálculo donde la tensión de Von-Mises era mayor que la de máxima del material, este sistema se romperá.

5.3 Deformación

La deformación es la distancia que se desplaza el material al poner la fuerza necesaria para el estudio, es decir, el cambio de forma del objeto que se va a estudiar. Esto es interesante de ver ya que es un diseño el cual va en un espacio muy reducido, por lo tanto su deformación tiene que ser lo más pequeña posible.

5.4 Coeficiente de seguridad

El coeficiente de seguridad (CS) es la comparativa entre la tensión de Von-Mises y la tensión última del material, donde $CS = \frac{\text{Von-mises}}{\text{Tensión última del material}}$, para que el diseño sea seguro, el coeficiente de seguridad siempre tiene que ser mayor de 1. De lo contrario quiere decir que la tensión generada por las cargas es mayor de la que puede resistir el diseño, esto causaría un fallo en el funcionamiento del sistema.

Capítulo 6. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados obtenidos de las simulaciones de los biomodelos.

6.1 Hipótesis I

En esta hipótesis de carga, la cabeza del paciente se somete a una fuerte inclinación hacia atrás equivalente a 100 N (alrededor de 10 Kg).

Aquí se verá que ocurre en el sistema tras haber realizado la simulación de la primera hipótesis en Ansys Workbench 2022 R1 para poder sacar conclusiones.

6.1.1 Placa

Con respecto a la placa se debe resaltar la importancia de la misma como un elemento que tiene que soportar más carga y por ello se decide usar el Titanio grado 5.

Con este material se calculan los siguientes resultados.

6.1.1.1 Von-Mises

Para la tensión de Von-Mises, el software calcula **un resultado de 341.61 MPa** como valor máximo.

En este caso hay que tener en cuenta la tensión máxima y donde se produce, para ver si por la geometría del diseño genera alguna concentración de tensiones, por si fuese necesario el rediseño del elemento. En las siguientes imágenes se puede observar las zonas en las que se generan tensiones y a la derecha de la imagen una leyenda de colores para poder distinguir las mismas. Es muy importante observar la zona, en la cual, la tensión es máxima, ya que es por donde podría fallar el diseño, solo en caso de que esta tensión supere la tensión última del material.

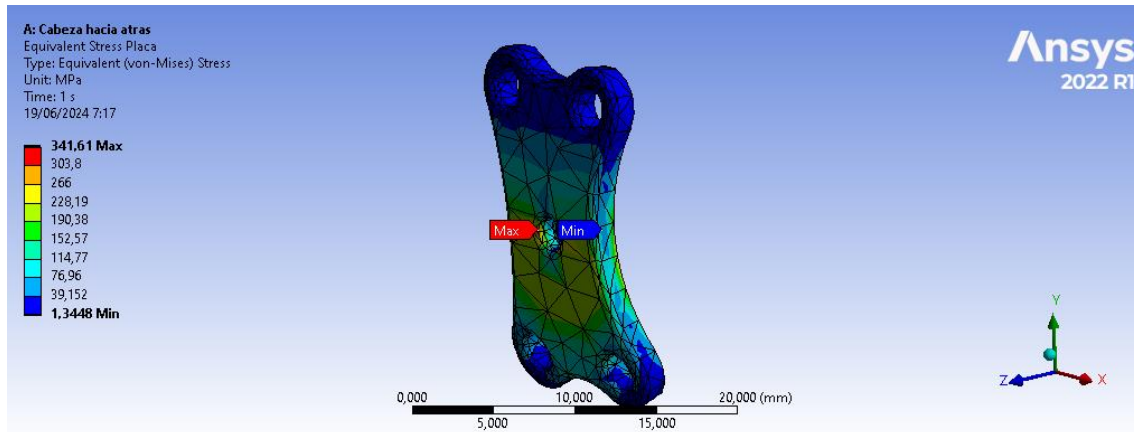


Ilustración 39: Von-Mises de la placa en la hipótesis I

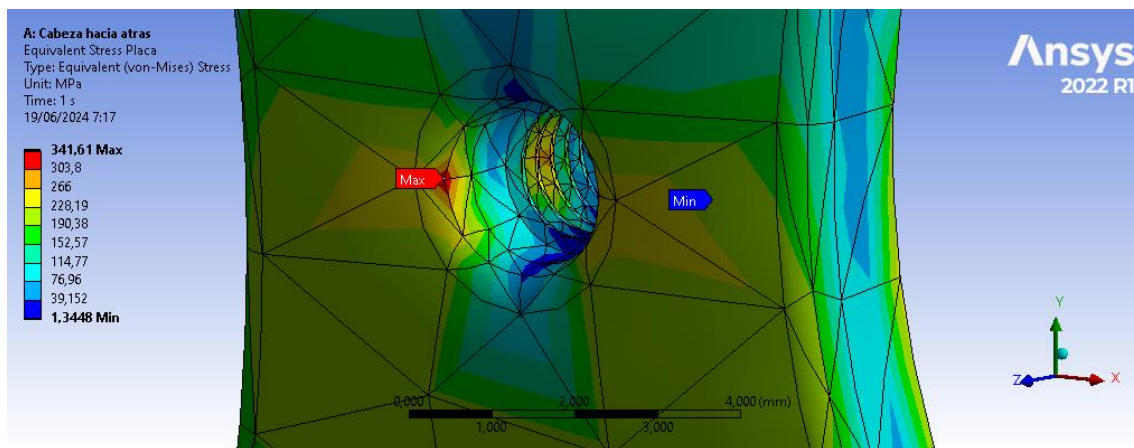


Ilustración 40: Zona de mayor tensión de la placa en la hipótesis I

Como se puede observar en la imagen anterior la zona con mayor tensión es el centro, donde se ha diseñado como agujero roscado para introducir un tornillo y poder fijar la placa de manera más eficiente a la caja.

6.1.1.2 Deformación

En cuanto a la deformación, como se podía intuir a primera vista, va a ser máxima en la zona más alejada al soporte y la más cercana a la fuerza. Lo importante de este resultado es comprobar que como mucho **la placa se va a deformar 0.29 mm**. Esto es un resultado muy positivo para el diseño porque el objetivo es que la placa no deje que la vértebra se desplace.

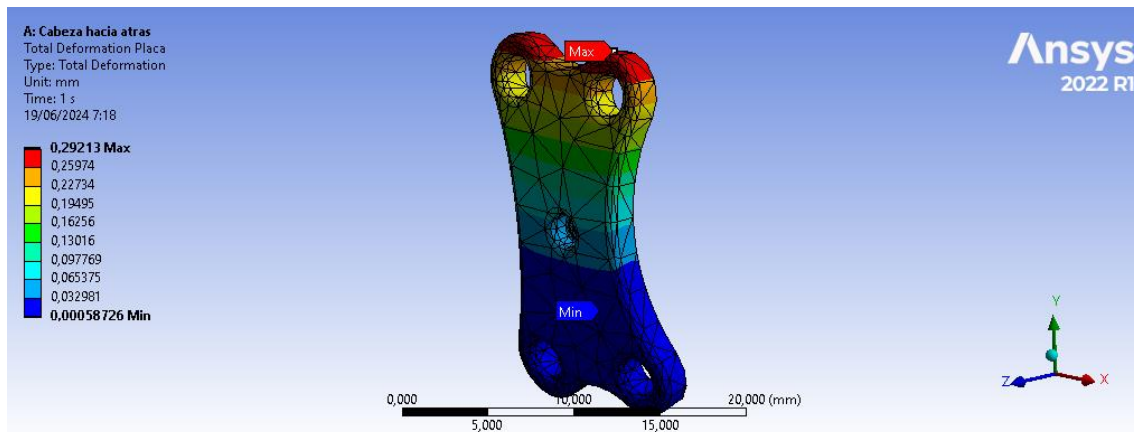


Ilustración 41: Deformación de la placa en la hipótesis I

6.1.1.3 Coeficiente de seguridad

Como se ha comentado anteriormente el coeficiente de seguridad es el que compara la tensión última del material con la tensión de Von-Mises, por lo tanto, este dato refleja, si el elemento es capaz de soportar las tensiones generadas. En este caso **el coeficiente de seguridad mínimo, es de 2.68.**

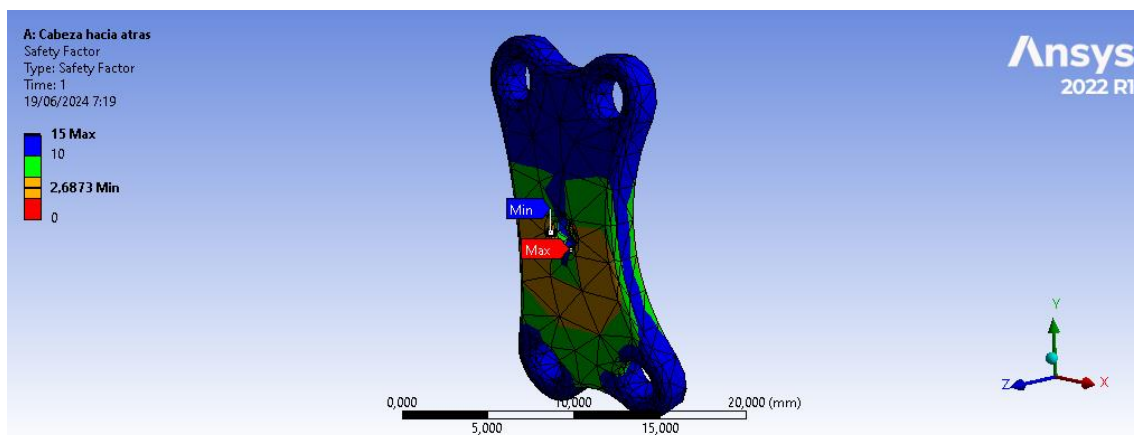


Ilustración 42: Coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis I

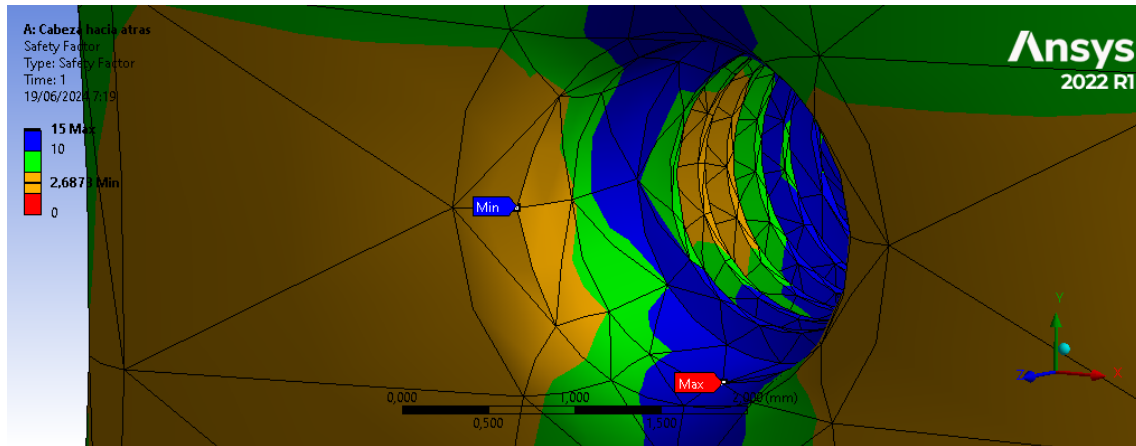


Ilustración 43: Zona de menor coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis I

Como se puede observar en uso lógico, la zona con menor coeficiente de seguridad coincide con la zona de mayor tensión de Von-Mises del diseño.

6.1.2 Caja

En cuanto a la caja se decide utilizar el material Onix, debido que este material tiene la mayor tensión de rotura después de realizar los ensayos de tracción. En este caso lo fundamental es que resista aunque produzca deformaciones plásticas.

6.1.2.1 Von-Mises

Al igual que en la placa, se observa la tensión máxima de Von-Mises generada en la caja. Se puede observar que dicha tensión no es muy elevada ya que la placa soporta las mayores tensiones, por ello no es necesario que sea un material muy resistente. En la hipótesis planteada la **tensión máxima de Von-Mises es de 39.17 MPa**.

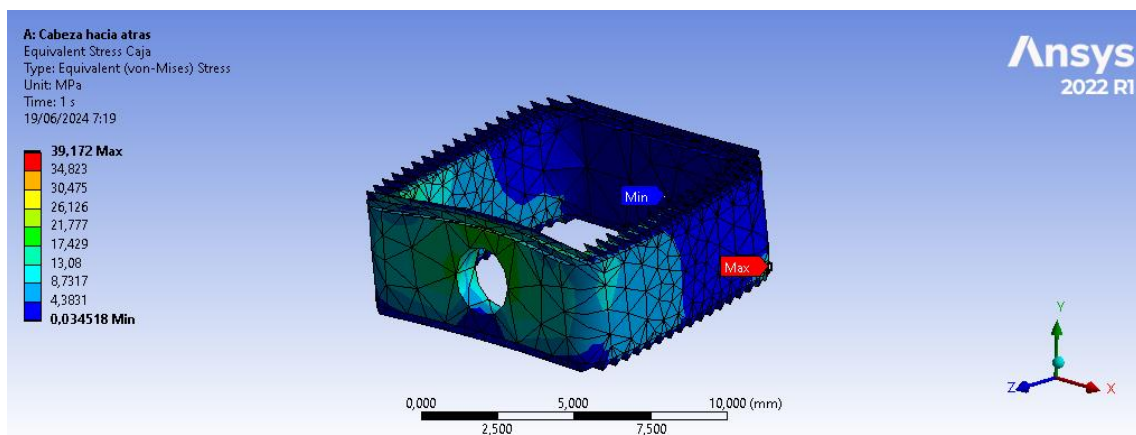


Ilustración 44: Von-Mises de la caja en la hipótesis I

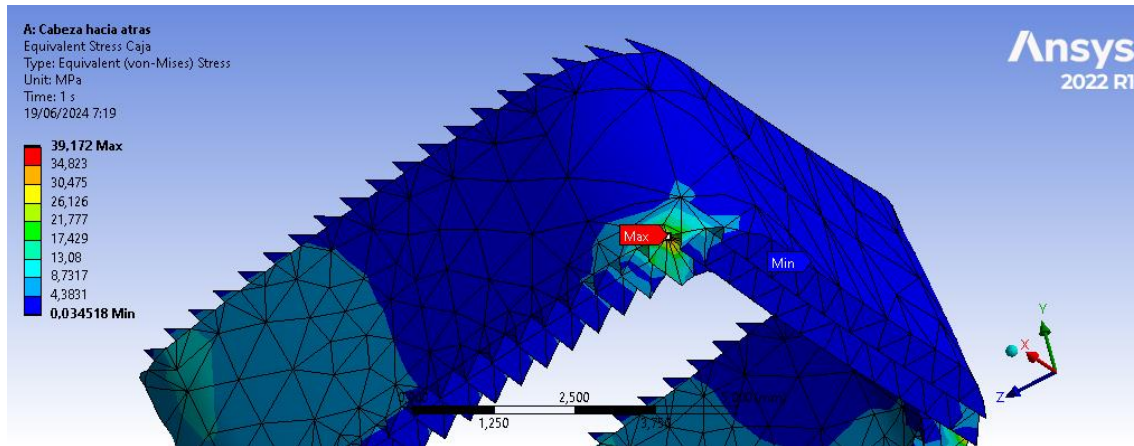


Ilustración 45: Zona de mayor tensión de la caja en la hipótesis I

En la imagen anterior se observa la zona en la que la tensión de Von-Mises es máxima. Esta zona se debe a que la parte posterior de la caja está sufriendo más fuerza contra la vértebra inferior que el resto. También es importante darse cuenta de que esta zona de concentración de tensiones no es muy grande.

6.1.2.2 Deformación

En cuanto a la deformación de la caja, al igual que en la placa es importante que no sea demasiada elevada, para que esta se mantenga en constante funcionamiento y que conserve el contacto con la placa y las vértebras. **La deformación máxima producida por esta hipótesis es de 0.09 mm** lo que nos indica que este elemento se va a deformar muy poco.

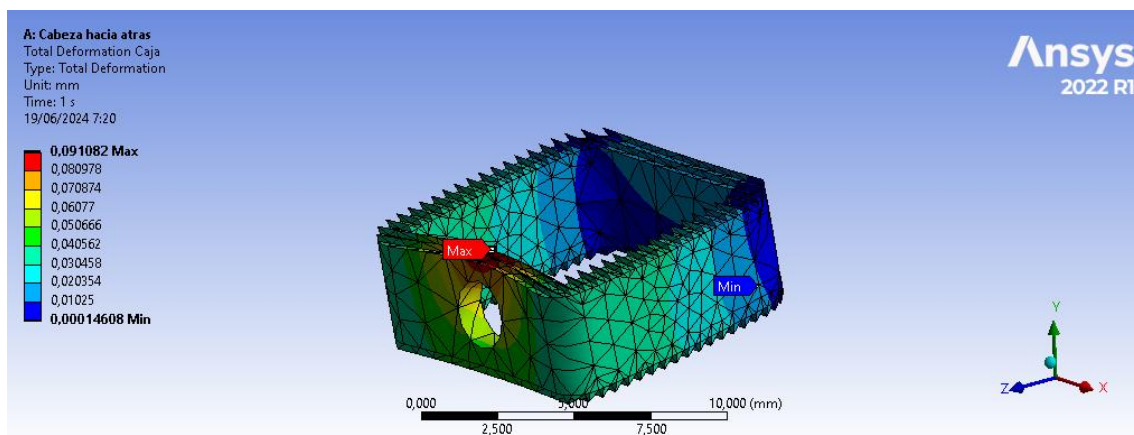


Ilustración 46: Deformación de la caja en la hipótesis I

6.1.2.3 Coeficiente de seguridad

El coeficiente de seguridad se compara entre la tensión ultima del material y la tensión de Von-Mises generada por las cargas, es importante saber si este material y este diseño aguanta a rotura y menos importante, si llega a tener deformaciones plásticas. En este **caso el coeficiente de seguridad es de 1.30**, por lo que este material aguanta perfectamente esta hipótesis de carga.

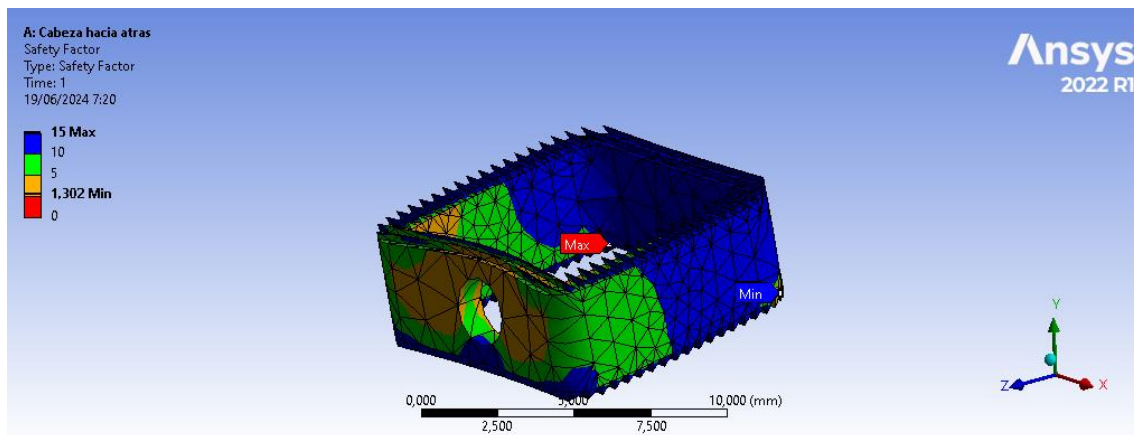


Ilustración 47: Coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis I

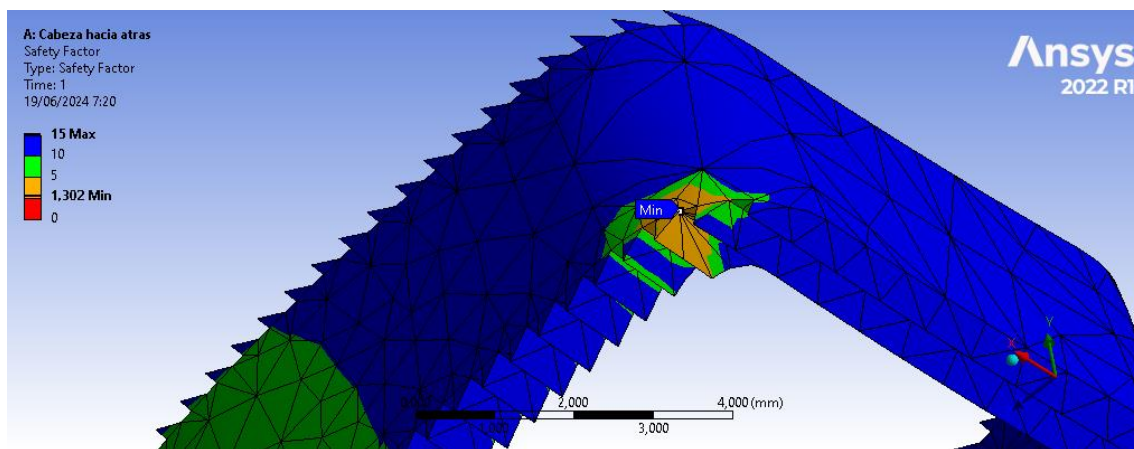


Ilustración 48: Zona de menor coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis I

La zona con menor coeficiente de seguridad de este elemento no es muy extendida como se puede examinar en la imagen anterior. En este caso, este elemento se encuentra mucho más cerca del fallo que la placa. De esta manera se puede deducir que sería el primer elemento en fallar.

6.2 Hipótesis II

En esta hipótesis de carga, la cabeza del paciente se somete a una fuerte inclinación hacia delante equivalente a 100 N (alrededor de 10 Kg).

En este apartado se podrá examinar lo sucedido en el sistema, una vez realizadas las simulaciones en Ansys Workbench 2022 R1 y con ello sacar conclusiones. Para esta hipótesis se utilizan los mismos materiales y el mismo diseño que en la hipótesis anterior.

6.2.1 Placa

En este caso la placa trabaja en sentido contrario, por lo tanto tendrá distinto comportamiento dado que dicho elemento no es completamente recto y tiene una doble curvatura para poder adaptarse mejor a la geometría de la vértebra.

6.2.1.1 Von-mises

Se puede observar que la tensión de Von-Mises es mayor en este estado de carga y afecta en otro lugar. **El valor máximo es de 439.36 MPa.** Este valor no es preocupante debido a las propiedades del material.

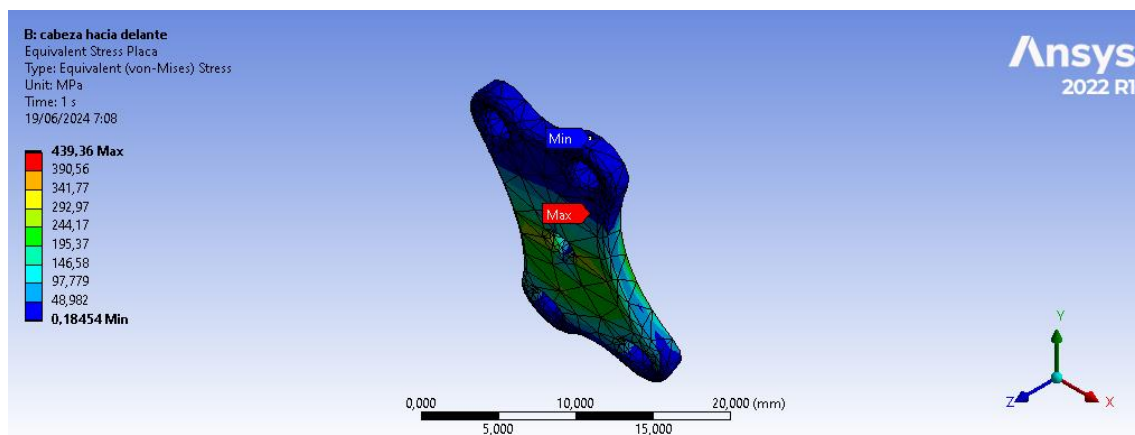


Ilustración 49: Von-Mises de la placa en la hipótesis II

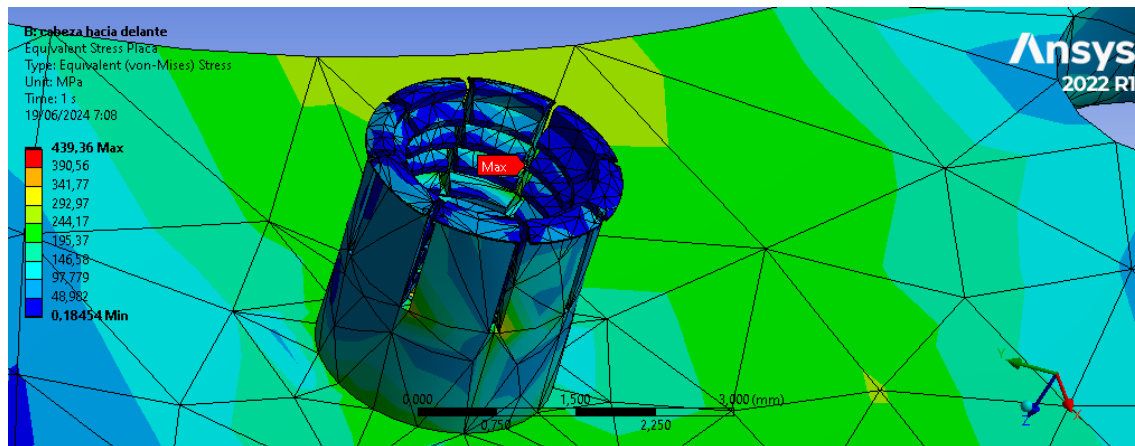


Ilustración 50: Zona de mayor tensión de la placa en la hipótesis II

Al contrario que en la hipótesis I, en este estado de carga se registra la tensión máxima en la rosca.

6.2.1.2 Deformación

Al igual que en la hipótesis I en este caso la deformación máxima resulta en el extremo de superior de la placa. En este caso será mayor que en el primer estado de carga. **La deformación máxima en la hipótesis II es de 0.33 mm**, donde se observa una deformación insignificante.

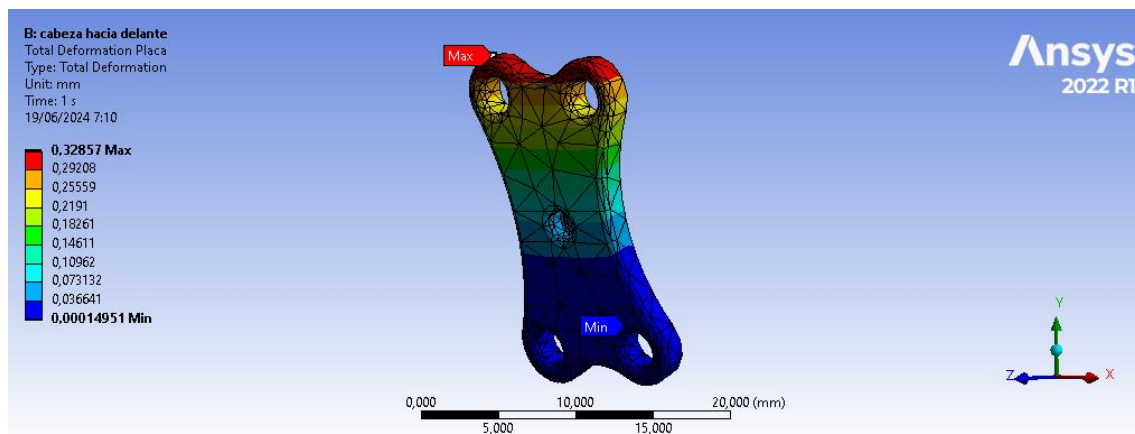


Ilustración 51: Deformación de la placa en la hipótesis II

6.2.1.3 Coeficiente de seguridad

El coeficiente de seguridad sigue siendo suficientemente alto en el caso de la placa, debido a la obtención de **un valor igual a 2.089**, en este caso la placa sería capaz de soportar una tensión el doble de grande que la generada en este estado de carga.

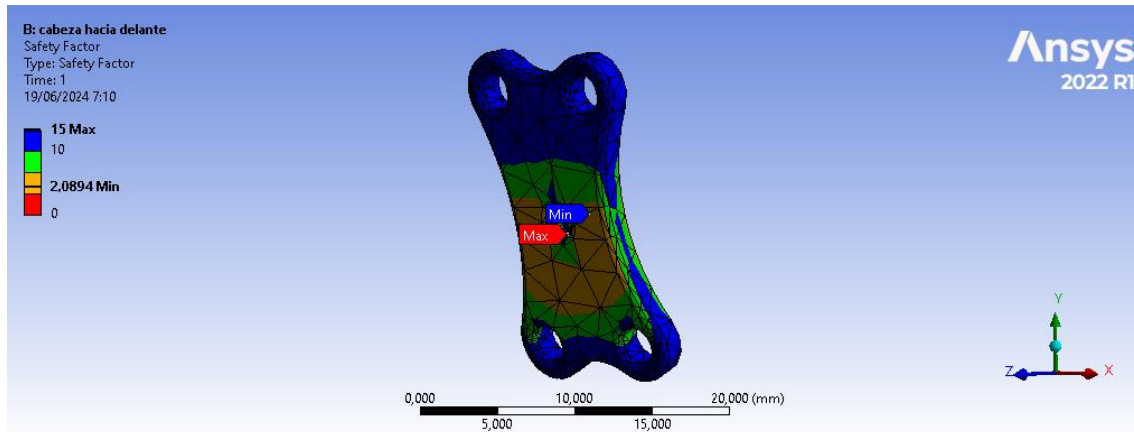


Ilustración 52: Coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis II

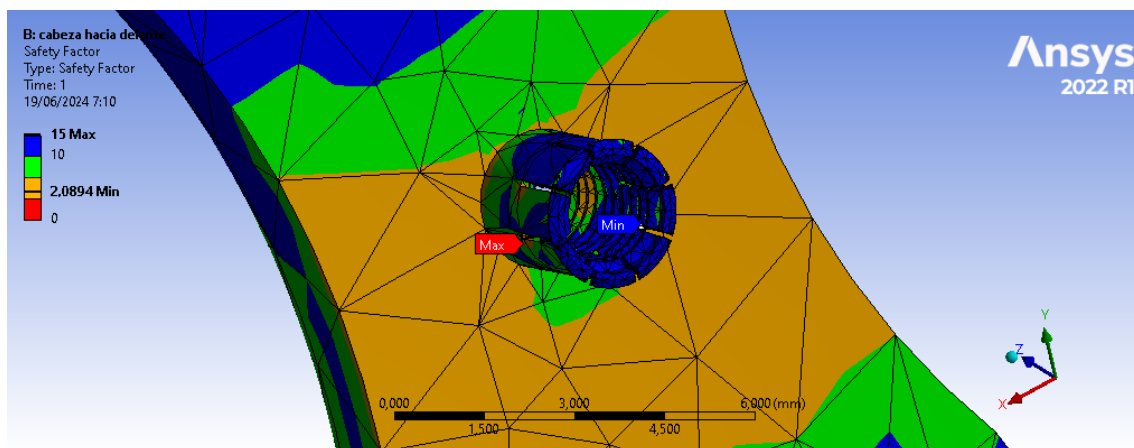


Ilustración 53: Zona de menor coeficiente de seguridad de la placa en la hipótesis II

Dentro de la rosca se producirá el menor coeficiente de seguridad, por lo tanto, en caso de rotura, se produciría dentro de la misma.

6.2.2 Caja

En esta hipótesis de carga la caja se comporta de una manera prácticamente opuesta. En este caso al producir la fuerza desde la vértebra C4, la parte superior de la caja no va a tener una colisión con dicha vértebra. Por lo cual no se obtendrá un resultado como en la hipótesis I.

6.2.2.1 Von-mises

En este caso **la tensión máxima es de 77.68 MPa**. Es importante saber dónde se genera esta tensión y si el área de donde se genera es muy amplia.

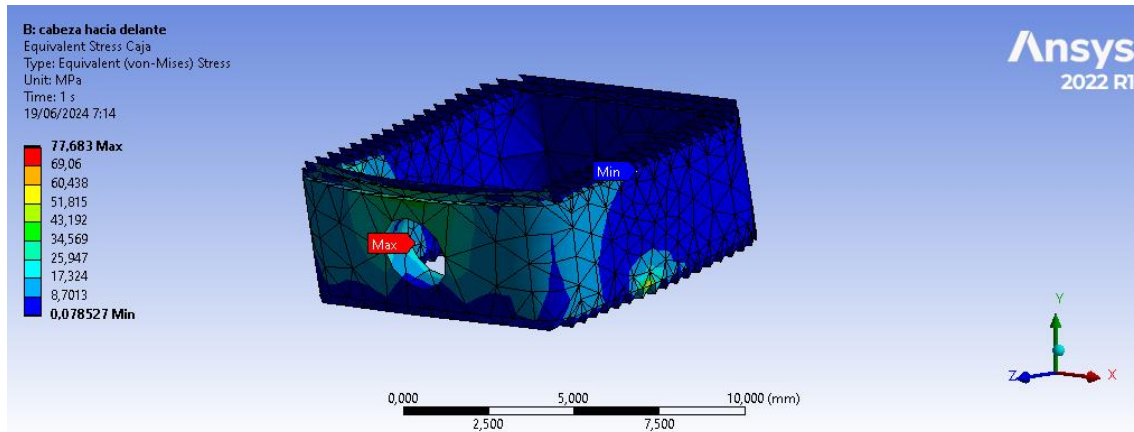


Ilustración 54: Von-Mises de la caja en la hipótesis II

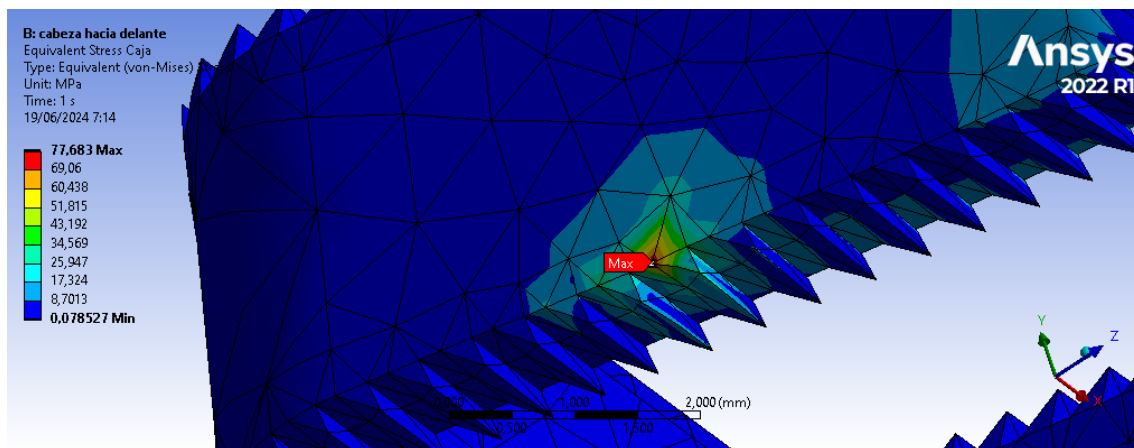


Ilustración 55: Zona de mayor tensión de la caja en la hipótesis II

En este caso se observa que la zona con mayor tensión es en la base de uno de los dientes de la parte inferior. Esto es debido a que estos dientes penetran en el hueso y se generan tensiones muy altas al intentar sacarlo de manera brusca, que es lo que sucede en este caso de carga. Al echar inclinar la cabeza hacia la parte delantera del cuerpo. No obstante es una zona muy pequeña del diseño.

6.2.2.2 Deformación

La zona de máxima deformación es la misma en ambas hipótesis de carga y al igual que en la anterior la deformación es de **un valor muy pequeño, en este caso de 0.1 mm**. Esto es un valor aceptable para el diseño.

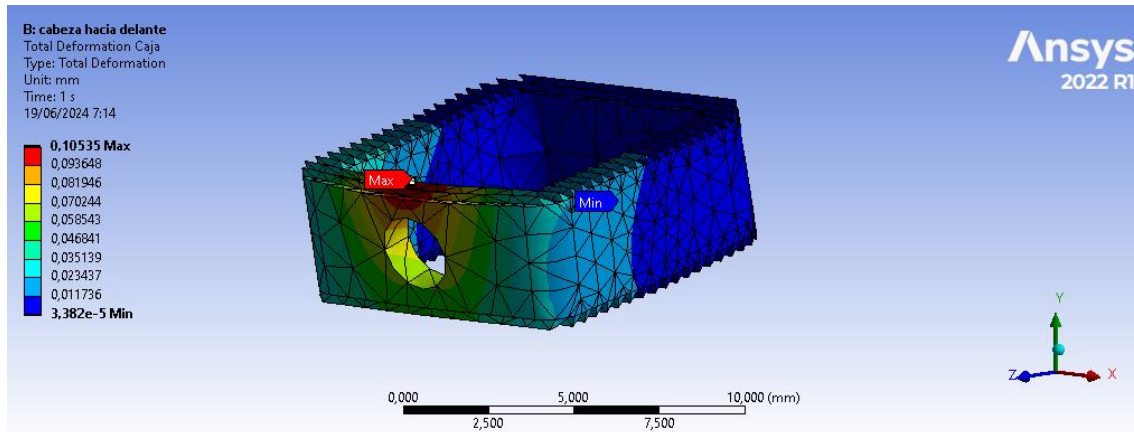


Ilustración 56: Deformación de la caja en la hipótesis II

6.2.2.3 Coeficiente de seguridad

En este estado de carga el coeficiente de seguridad disminuye mucho, hasta el punto de que la pieza se rompe. **El valor del coeficiente de seguridad mínimo es de 0.65.** En este caso es muy importante saber la zona en la que esto se produce y analizar si esto es normal o aceptable.

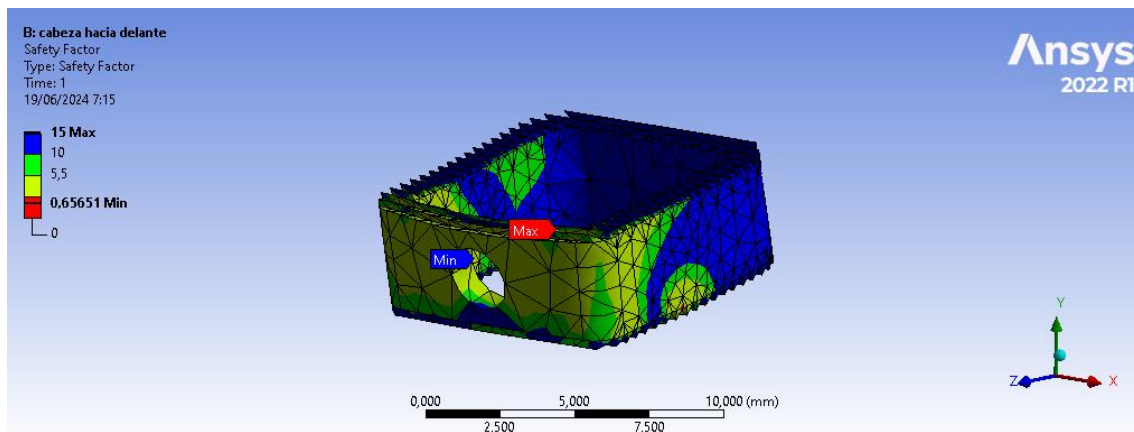


Ilustración 57: Coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis II

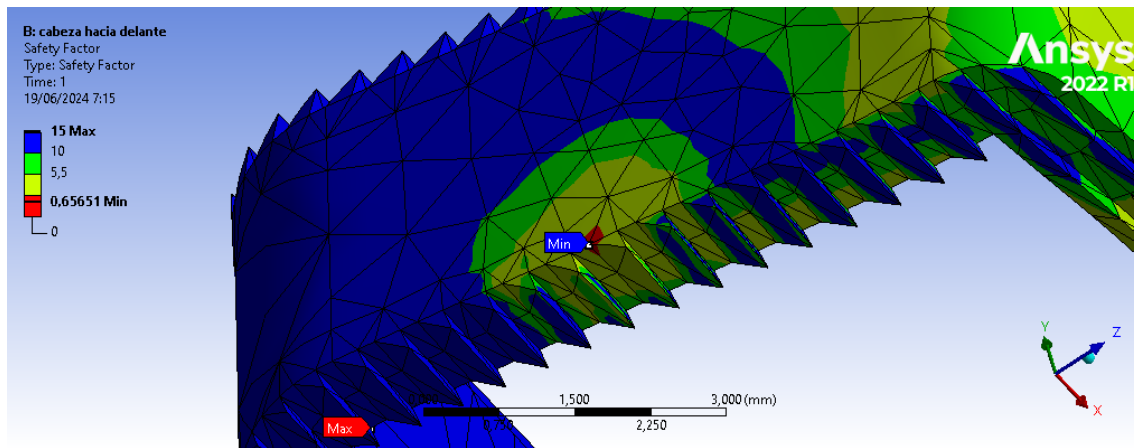


Ilustración 58: Zona de menor coeficiente de seguridad de la caja en la hipótesis II

En cuanto a la zona es una parte muy pequeña de la base de un diente. Sabiendo que esta es la única zona en la que el material empieza a romperse, este resultado puede ser aceptable dependiendo de la manera en la que este se rompa. Para ello habría que realizar ensayos físicos para comprobar cómo sería la rotura y si esto se podría tolerar.

Capítulo 7. Conclusiones

Para los resultados de las simulaciones se crean dos tablas, donde en la tabla 9 se pueden observar los resultados obtenidos en la hipótesis I y en la tabla 10 los de la hipótesis II.

Tabla de resultados		
	Hipótesis I	
	Placa	Caja
Tensión de Von-Mises (MPa)	341.61	39.17
Deformación (mm)	0.29	0.09
Coeficiente de seguridad	2.68	1.3

Tabla 9: Resultados Hipótesis I

Como se puede comprobar en la tabla anterior, la hipótesis I no es preocupante en cuanto a los resultados, dado que el coeficiente de seguridad de la placa es de 2.68 y el de la caja de 1.3. En cuanto a la deformación se consiguen resultados muy favorables, puesto que en ambos elementos del sistema Placa-Caja, el cual tiene la misión de inmovilizar ambas vértebras, es muy pequeño, por lo tanto dichas vértebras estarán prácticamente inmóviles.

Tabla de resultados		
	Hipótesis II	
	Placa	Caja
Tensión de Von-Mises (MPa)	439.36	77.68
Deformación (mm)	0.33	0.1
Coeficiente de seguridad	2.09	0.65

Tabla 10: Resultados Hipótesis II

Para la segunda hipótesis la placa tienen una deformación y un coeficiente de seguridad favorables, mientras que la caja, teniendo una deformación favorable, tiene un coeficiente de seguridad muy bajo, de 0.65, esto quiere decir que el elemento se rompería en el caso de esta hipótesis, no obstante, como es mencionado en el capítulo anterior, esta rotura es microscópica en caso de producirse, lo que puede indicar que solo se crearía un inicio de una micro grieta, que bajo carga no parece tienda a propagarse.

Por lo tanto, la hipótesis de carga más relevante es cuando el paciente con el sistema Placa-Caja implantado en las cervicales C4-C5 ejerce un esfuerzo hacia la parte frontal del cuerpo, esto es debido a la incrustación de la zona de las sierras de la caja en la vértebra. No obstante, en el estado en el que se encontraría el paciente, si este sistema se le implanta, no debería de realizar un esfuerzo de tanta carga, puesto que 100 N es una carga bastante elevada para dicha persona.

Este resultado en el cual la caja se rompe es un resultado real que sucede en las intervenciones quirúrgicas a día de hoy, esto da constancia a que el estudio y las simulaciones realizadas dan soluciones realistas.

Capítulo 8. Futuras líneas de investigación

En cuanto a las posibles líneas de investigación, sería muy interesante la fabricación de un prototipo para realizar ensayos lo más reales posibles y proporcionar los resultados y las conclusiones de si el sistema Placa-Caja diseñado en este proyecto es viable para su futura comercialización. Para ello se recomienda que la fabricación de ambos elementos del sistema (la placa y la caja) se realice mediante fabricación aditiva. Es muy relevante que al realizar los ensayos necesarios se preste especial atención a la zona más frágil de la caja e incluso realizar ensayos para comprobar si se crearía alguna fractura interna en la estructura del sistema.

Otra línea posible línea de investigación es realizar el diseño y las simulaciones de los tornillos para el sistema Placa-Caja realizado en este proyecto. Sería conveniente el uso de la aleación de titanio grado 5 como se ha utilizado en la placa. También es interesante el estudio de la longitud y la métrica del tornillo.

La última línea de investigación propuesta en este proyecto es el estudio mediante elementos finitos del comportamiento de las vértebras en caso de que se implante el sistema Placa-Caja diseñado anteriormente. Esto sería más complejo dado que el hueso no es un material tan común como los usados normalmente y sería de gran complejidad crear dicho material en el software.

BIBLIOGRAFÍA

ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA

Dr. Oliveira, C., Dr. Navarro García, R., Dr. Ruiz Caballero, J. A., & Dra. Brito Ojeda, E. (2007). Biomecánica de la columna vertebral. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 35-43.

Dynamopro3D. (2024). *dynamopro3D.com*. Obtenido de [https://dynamopro3d.com/filamento-petg-caracteristicas-y-propiedades/#:~:text=El%20filamento%20PETG%20\(polyethylene%20terephthalate,de formaci%C3%B3n%20en%20las%20piezas%20impresas](https://dynamopro3d.com/filamento-petg-caracteristicas-y-propiedades/#:~:text=El%20filamento%20PETG%20(polyethylene%20terephthalate,de formaci%C3%B3n%20en%20las%20piezas%20impresas)

Joon Park, R. S. (1992). *Biomaterials: An introduction*. New York: Springer.

Organización internacional de Normalización. (2017) Plásticos. Moldeo por inyección de probetas de materiales termoplásticos. Parte 1: Principios generales y moldeo de probetas de usos múltiples y de barra (ISO 294-1)

Ramos, R. J. (diciembre de 2011). Síndrome de latigazo cervical. Características epidemiológicas de los pacientes evaluados en la Unidad Médica de Valoración de Incapacidades de Madrid. *Medicina y seguridad del trabajo*, 348-360. Obtenido de <https://scielo.isciii.es/pdf/mesetra/v57n225/original8.pdf>

Tamos, R. J. (diciembre de 2011). Obtenido de <https://scielo.isciii.es/pdf/mesetra/v57n225/original8.pdf>

Weerg. (2024). *Weerg*. Obtenido de <https://www.weerg.com/es/impresion-3d-materiales/abs/abs-grado-medico>

