

ANÁLISIS DE FALLA DE UNA PROTESIS OMEGA 21 INSERTADA EN LAS VERTEBRAS S1, L5 Y L4

Diana S. Graciano^a B, José Andrés Gómez B^b.

^a*Facultad de ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia, e-mail diana_8901@hotmail.com.*

^b*Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia, e-mail andresgb32@yahoo.es.*

Palabras clave: Omega 21, columna vertebral, vértebras lumbares, vertebras, análisis estructural, esfuerzos, Von Misses, puntos críticos.

Resumen: La columna vertebral proporciona soporte estructural al tronco, también rodea y protege la médula espinal. Además proporciona puntos de unión para los músculos de la espalda y para las costillas. Unos cartílagos denominados discos vertebrales, situados entre una vértebra y la siguiente, tienen la función de absorber los impactos durante actividades tales como caminar, correr y saltar, permitiendo la flexión y extensión. El estudio estático se realiza con el objetivo de determinar los esfuerzos a los que está sometido la prótesis omega 21; la cual estará sujeta a las vértebras S1, L5 y L4 de la columna vertebral y de esta manera analizar posibles situaciones en las cuales este elemento pueda presentar fallos. Para esto se cuenta con el software Solid Works Simulation (Cosmos Works Professional) el cual utiliza el método de elementos finitos para realizar las simulaciones.

1. INTRODUCCIÓN

Uno de los implantes más característicos y versátiles en la cirugía de columna es el sistema de fijación posterior (sistema Omega 21) cuyo objetivo es inmovilizar las unidades vertebrales funcionales afectadas por distintas patologías con una vía quirúrgica de acceso posterior.

Bajo esta premisa se pueden intervenir multitud de patologías y deformidades para las cuales es necesario diseñar una amplia gama de implantes que se ajusten a las características de cada intervención. De esta forma, en las lesiones asociadas a la columna lumbar es habitual utilizar sistemas de fijación basados en tornillos transpediculares, mientras que en la corrección de deformidades y fracturas traumáticas asociadas a la columna torácica es más común utilizar sistemas de fijación basados en ganchos laminares o pediculares.

En base a esto se realizará un estudio estático, el cual ayude a proporcionar información que permita prevenir situaciones en las cuales este elemento se pueda ver propenso a la falla.

Para esto se cuenta con el software Solid Works Simulation (Cosmos Works Professional) el cual permitirá realizar una aproximación y recrear diversas situaciones, las cuales revelen datos que identifiquen las zonas críticas.

2. DEFINICIÓN DEL MODELO Y PROPIEDADES MECÁNICAS

Para la elaboración del modelo se realizó con una visita departamento de plastinización de Facultad de Medicina de la Universidad de Antioquia, en donde se obtuvo acceso a un sistema de vértebras tanto lumbares como sacras de un adulto (Figura 1) y de esta forma se extrajo información que permitió realizar la elaboración de las piezas en el programa Solid Works.

Fuente: Facultad de Medicina. Universidad de Antioquia



Figura 1. Vértebras lumbares y sacras

Fuente: Solid Works

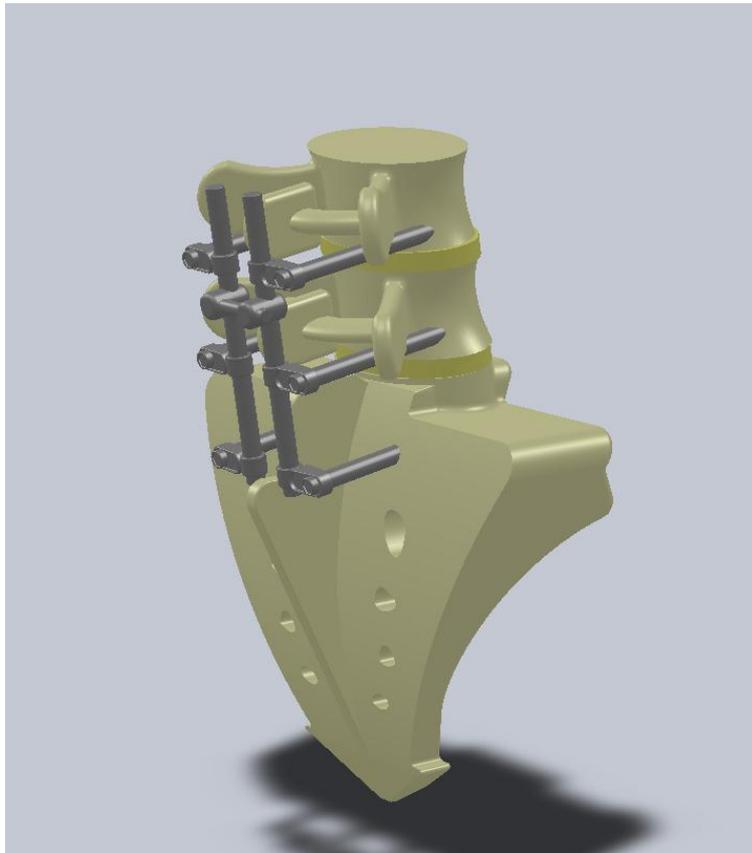
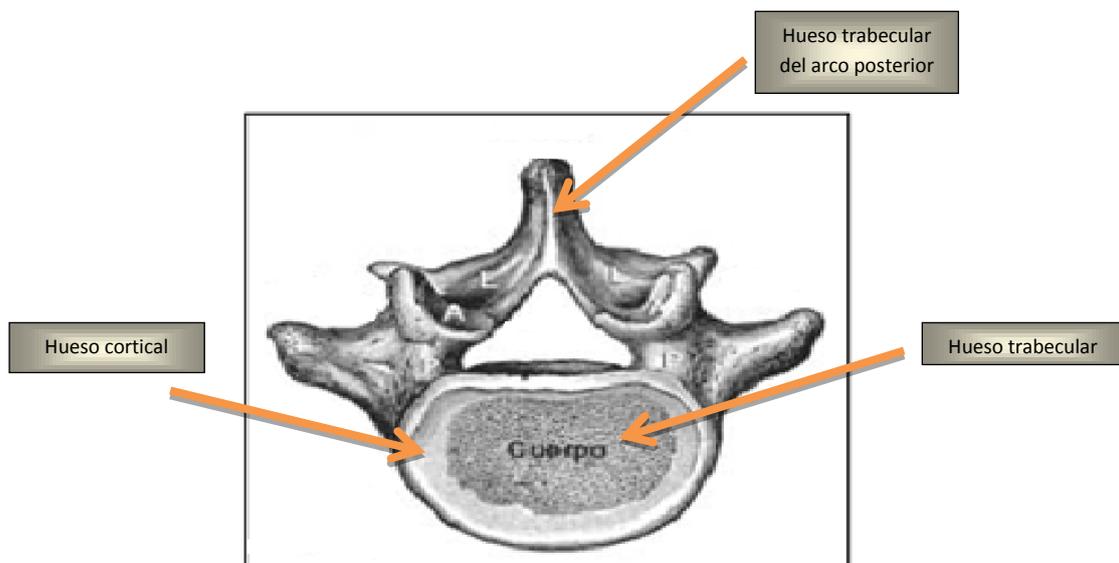


Figura 2. Modelo creado

Las vértebras se componen de la siguiente forma:



Vista de una vértebra del modelo con sus distintas zonas.

Las propiedades mecánicas de los huesos de la columna vertebral aparecen en el siguiente cuadro:

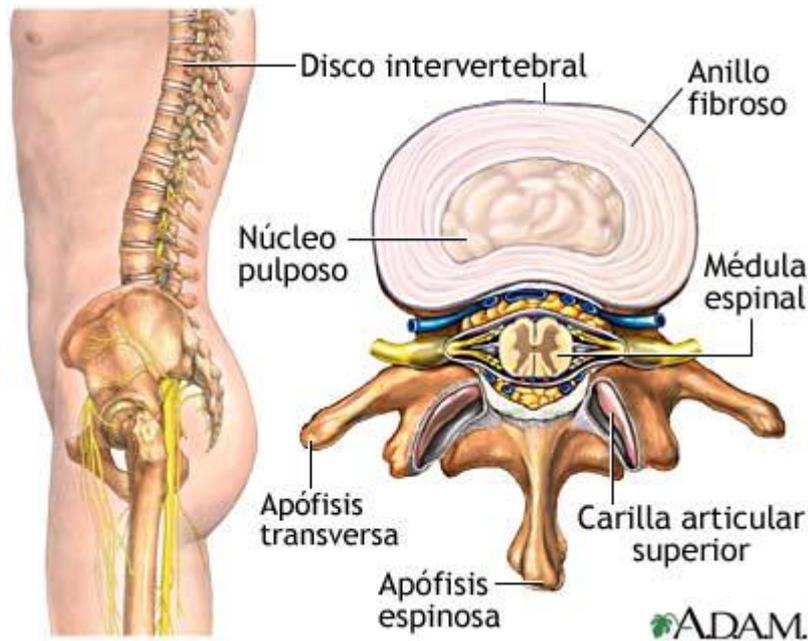
				E (MPa)	G (MPa)	ν
Hueso cortical y carillas articulares				12000	4615	0.3
Hueso trabecular				100	41.7	0.2
Hueso trabecular del arco posterior				3500	1400	0.25

Tabla 16. Características mecánicas de los materiales utilizados para modelar un cuerpo vertebral. E: Módulo de Young. G: Módulo a cortantes. ν : Coeficiente de Poisson (Goel et al., 1991).

Para este estudio la vértebra es una sola pieza, por lo tanto las propiedades que tendrá este elemento se demostrara en la siguiente tabla:

ZONA	FACTOR DE PRESENCIA EN EL ELEMENTO	E (MPa)	G (MPa)	ν
Hueso cortical	0.25	12000	4615	0.3
Hueso trabecular	0.5	100	41.7	0.2
Hueso posterior	0.25	3500	1400	0.25
Propiedades mecánicas		3925	1524.6	0.25

Los discos intervertebrales contienen las siguientes propiedades:



	E (MPa)	v	Sección (mm ²)
Anillo fibroso	2	0.45	
Núcleo pulposo	4.2	0.499	
Fibras disco anterior	500	0.3	1
Fibras disco posterior	300	0.3	1

Tabla 18. Propiedades mecánicas del disco intervertebral. E: Módulo elástico. v: Coeficiente de Poisson (Lavaste et al., 1992; Koubaa et al.,1995).

Se toma un valor promedio de **300 MPa** de Módulo Elástico y **0.3** de coeficiente de Poisson.

La función de la prótesis en la columna vertebral es unir y fijar la vertebras junto con el implante óseo central, este último generalmente extraído de la cadera del paciente. La prótesis se fija lateralmente a la columna mediante seis tornillos de rosca profunda y corrida, con la cabeza en forma de lenteja y estría en cruz, los mismos que actúan en tracción. El estar roscados en toda su extensión permite una buena fijación en la cortical (parte dura del tejido óseo) opuesta de la vértebra. Para la introducción de estos tornillos llamados “de cortical” se debe pasar previamente el macho que corresponda.

La elaboración del sistema Omega 21 (Figura 2.) se logró mediante información consultada en internet y en la cual se obtuvo el diámetro de la cánula (**4,66mm**) y el diámetro de las barras (**4,66mm**) el cual cuenta con un acabado de

superficie lisa que facilita el desplazamiento del tornillo/acople. Este sistema Omega 21 es elaborado en dos materiales, los cuales se enuncian a continuación:

- Aleación de titanio (Ti-6Al-4V).
- Acero inoxidable 316 LVM Bioline.

Fuente: Biomet



Figura 3. Sistema Omega

3. CARGAS APLICADAS

Tomado de la tesis doctoral *OSTEOSÍNTESIS DE LA VERTEBRA FACTURADA ESTUDIO BIOMECÁNICO Y CLÍNICO ANÁLISIS Y RESULTADOS* de la *UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA*, en donde se considera una persona de talla media y no se tiene en cuenta la acción muscular. Las magnitudes de las cargas que soporta la columna son 8 N.m de momento flector y una carga a compresión de 400 N equivalente al peso del cuerpo, ambas cargas son aplicadas en la parte superior de la vértebra L4.

La vertebra S1 tiene una sujeción fija en aquellos puntos en donde tiene contacto con la cadera.

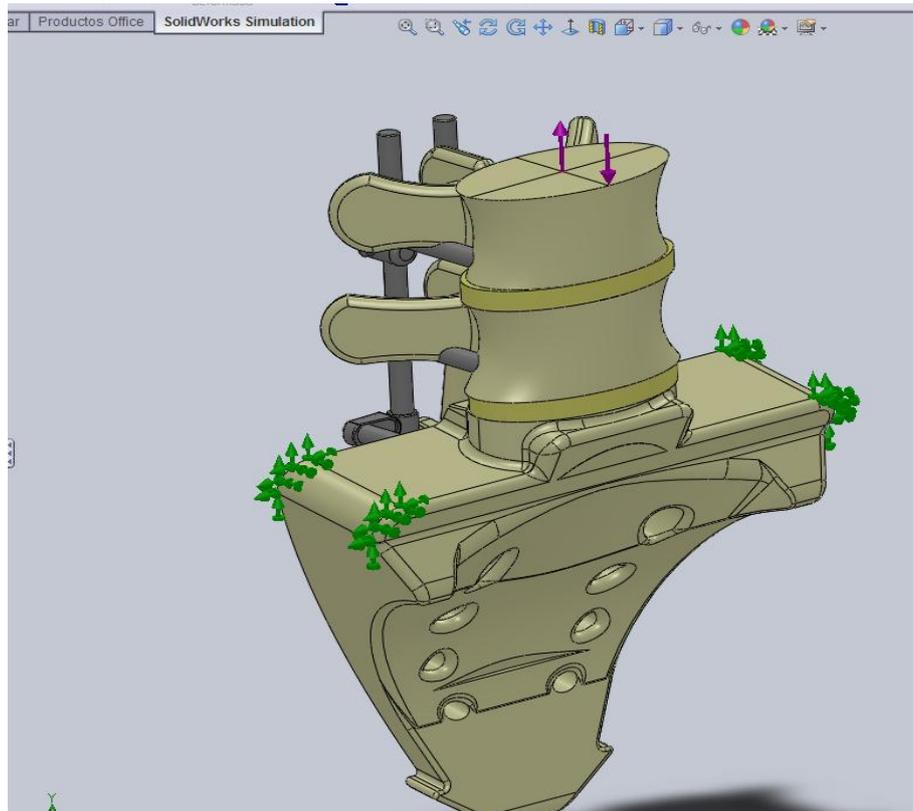


Figura 4. Cargas aplicadas en el modelo

El momento flector fue descompuesto en una fuerza aplicada en un extremo de la vértebra, otra fuerza con igual magnitud fue puesta en el centro de la vértebra con el fin de que la fuerza resultante sea **400N** hacia abajo.

4. DISCRETIZACIÓN

Para realizar este estudio se crea una malla sólida con las siguientes características:

CARACTERÍSTICAS DE LA MALLA	
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla estándar
Puntos jacobianos	16 puntos
Control de malla	Definida
Tamaño de elementos	6.47414 mm
Tolerancia	0.323707 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Número total de nodos	56866
Número total de elementos	35118
Máxima relación de aspecto	179.84
-1341642213e elementos con relación de aspecto < 3	1.04e-184
1432389572e elementos con relación de aspecto > 10	1.04e-184
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	5.91

En el sistema Omega 21 se refina la malla ya que es donde se necesitan saber los datos con una mejor precisión:

CONTROL DE MALLA SISTEMA OMEGA 21	
Tipo de malla	Malla sólida
Tamaño	2.45854mm
Coficiente	1.5
Capas	1000

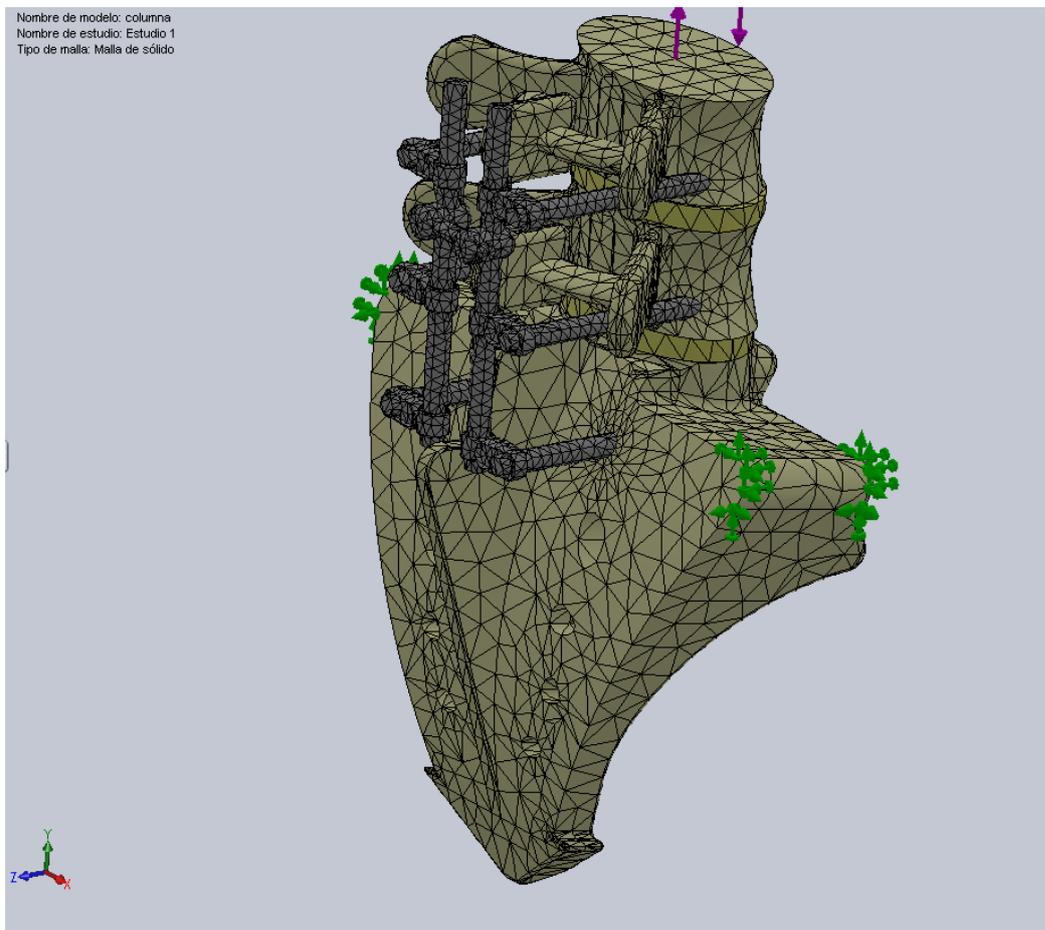


Figura 5. Malla solida del modelo

5. RESULTADOS OBTENIDOS

En los resultados obtenidos se observa que el implante que está hecho de acero inoxidable presenta zonas en la que los esfuerzos de **192.3MPa** los cuales sobrepasan el límite elástico el cual es de **137.89MPa**.

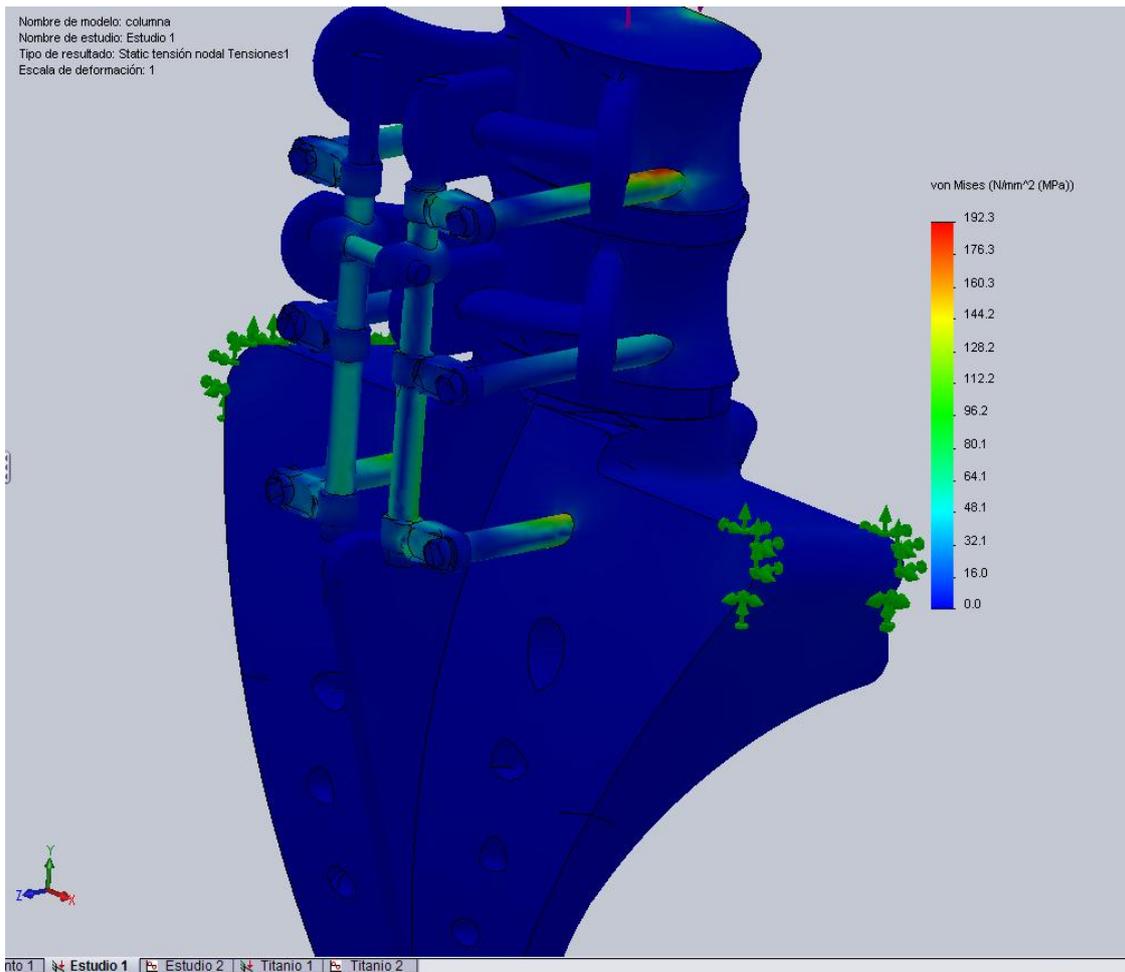


Figura 6. Tensión de Von Misses análisis estático.

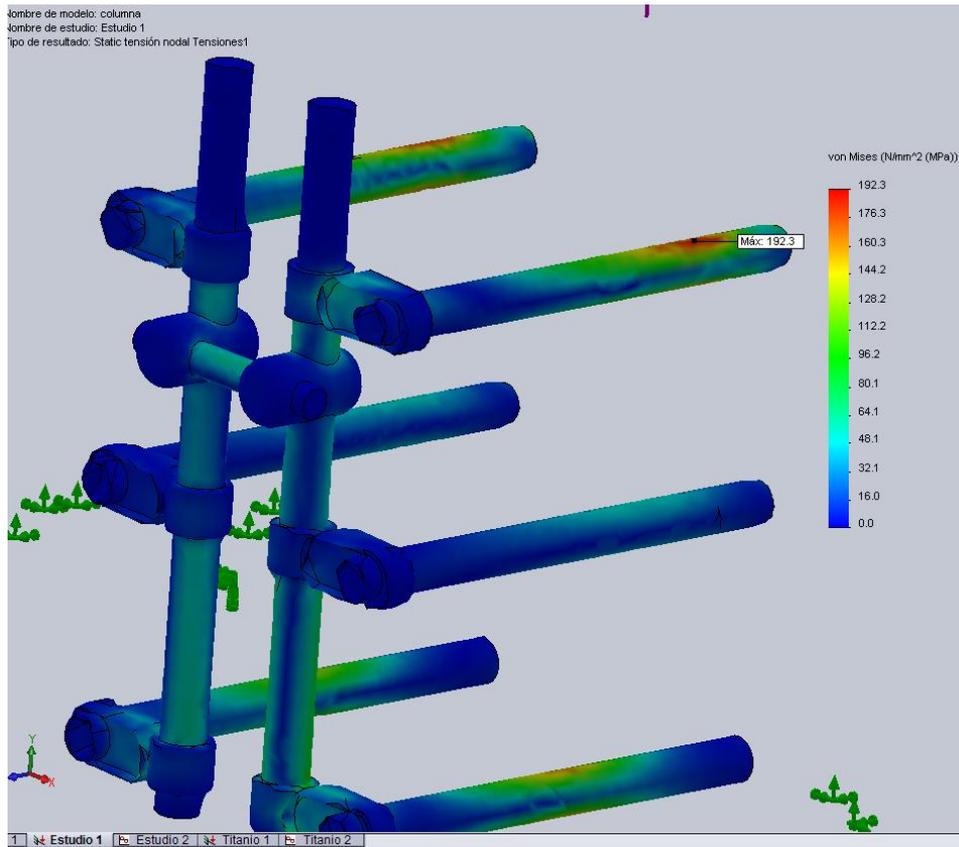


Figura 7. Punto donde se presenta el máximo esfuerzo.

Los desplazamientos no son significativos, el máximo desplazamiento es de **0.422 mm**.

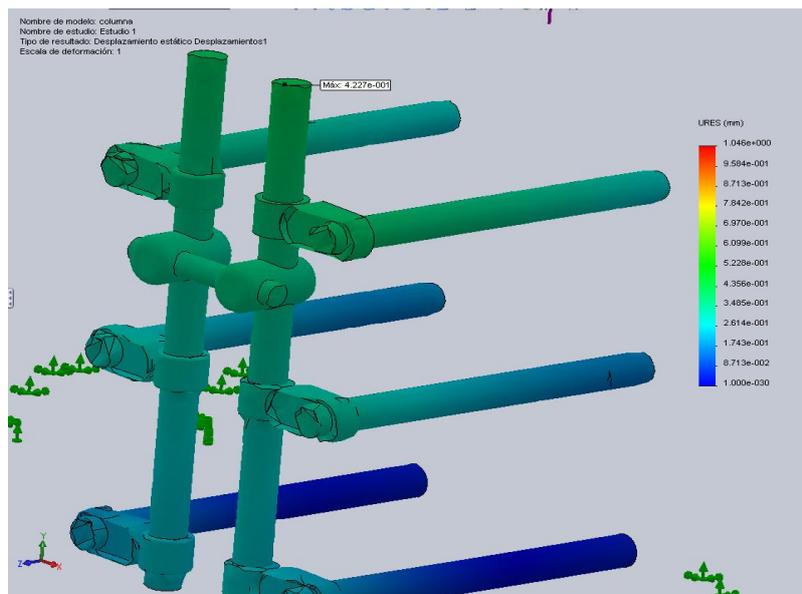


Figura 8. Punto de máximo desplazamiento

El implante presenta zonas en las cuales no presenta factor de seguridad las cuales tiene valores de hasta **0.72**

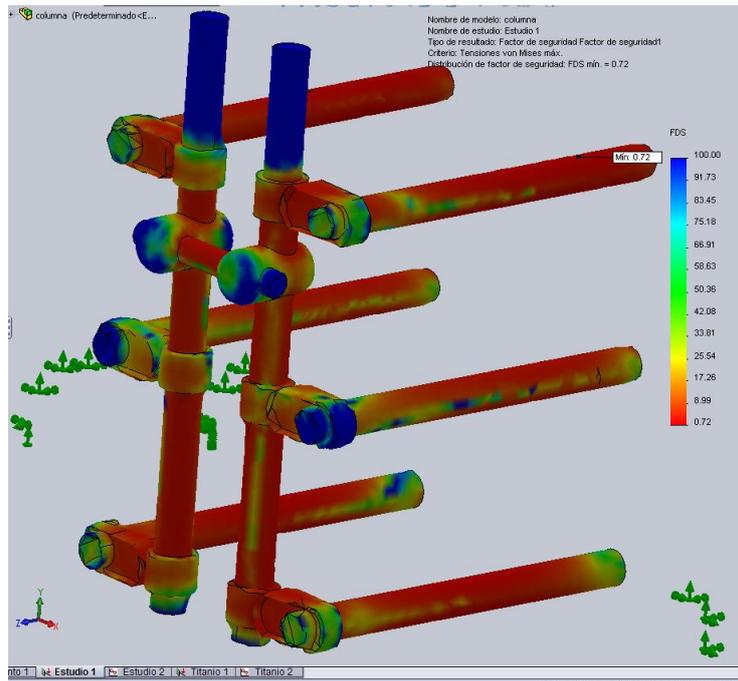


Figura 9. Factor de seguridad.

El implante hecho de Titanio muestra un mejor comportamiento ante las cargas, presenta un esfuerzo máximo de **185.7MPa** lo cual es menor en comparación a la prótesis de acero inoxidable.

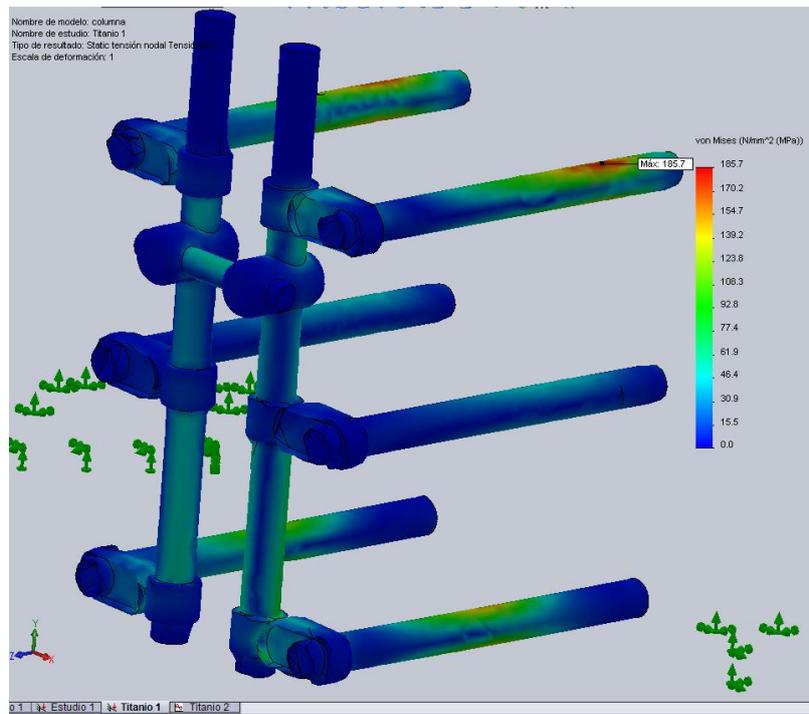


Figura 10. Análisis implante de Titanio.

En cuanto a los desplazamiento, el implante de Titanio tiene un desplazamiento máximo de 0.563mm un poco mayor al presentado en el implante hecho de acero inoxidable.

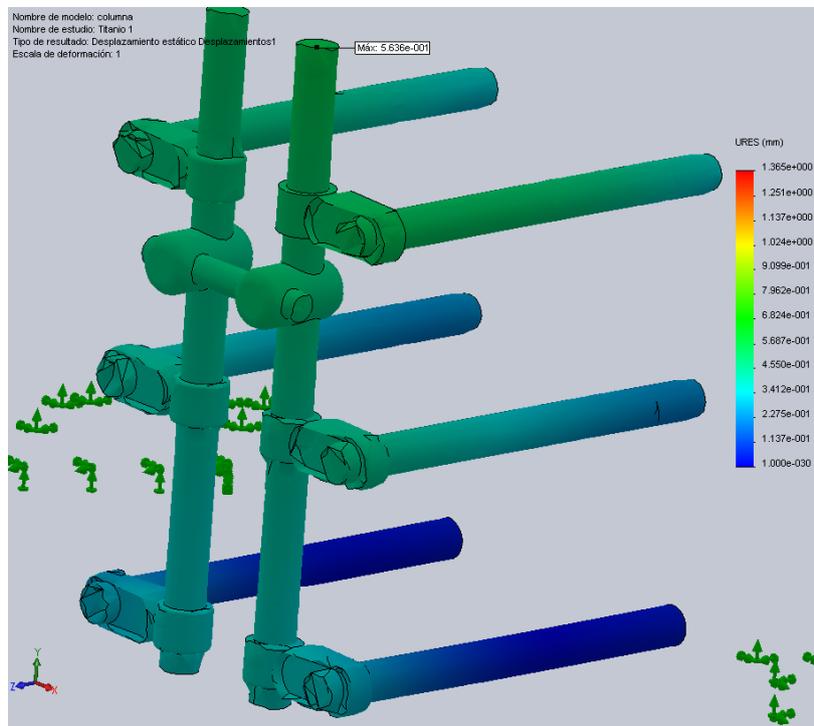


Figura 11. Punto de máximo desplazamiento.

El factor de seguridad se incrementa notablemente en este implante comparado con el anterior, tiene un valor mínimo de 5.66

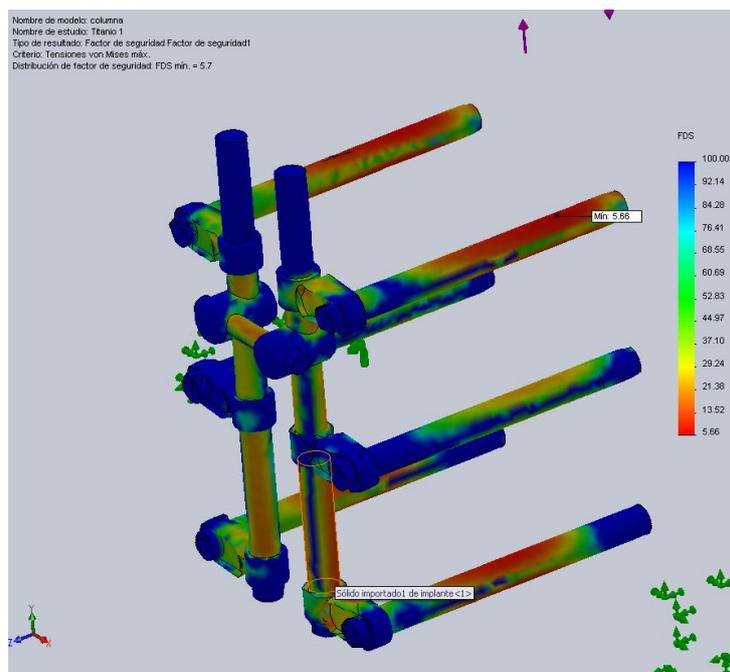


Figura 12. Factor de seguridad

El implante de Titanio también es sometido a una prueba de fatiga la cual se realiza con LR=0 y a una cantidad de 100000 ciclos.

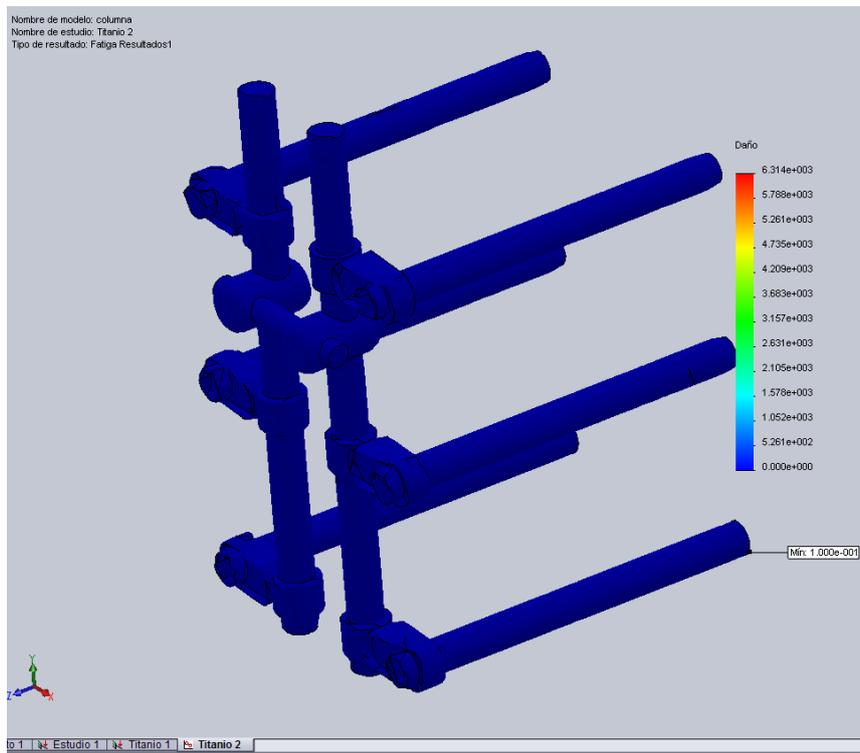


Figura 13. Daño acumulado

Como se puede observar en la figura 13 el daño acumulado es igual a **0.1** tanto el mínimo como el máximo. El factor de seguridad a la fatiga tiene **1.606** como el valor mínimo.

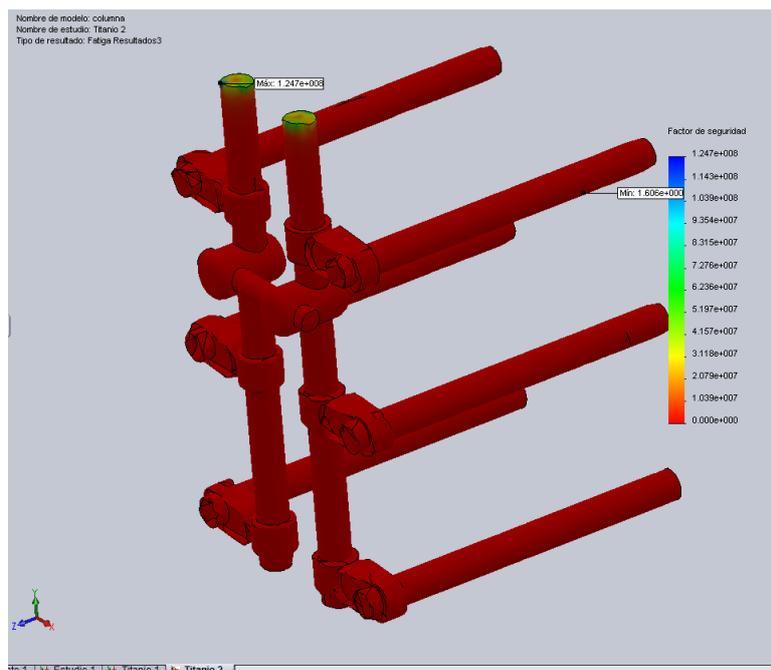


Figura 14. Factor de seguridad a la fatiga.

6. CONCLUSIONES

- Ambos implantes ofrecen pocos desplazamientos lo cual es bueno para este tipo de prótesis.
- Este estudio fue realizado en condiciones de pacientes estándar, por lo cual se debe de tener precaución especialmente en personas con alto índice de masa corporal, ya que esto aumenta los esfuerzos y reduce los parámetros de seguridad.
- se debe tener en cuenta que estas simulaciones depreciaban factores como los músculos, los cuales pueden causar variaciones en los resultados.
- Los implantes de acero inoxidable no se recomiendan para esta zona, ya que no muestra un buen comportamiento ante las cargas y momentos que en este lugar se presentan.
- Los implantes de Titanio tiene enormes ventajas sobre los de acero inoxidable, ya que ofrecen unos buenos factores de seguridad estáticos y a la fatiga.
- Se debe garantizar larga vida útil a estos implantes, ya que de esto depende una buena recuperación del paciente y mayor seguridad para este.

7. BIBLIOGRAFÍA

- *ISMAEL ESCRIBÁ URIOS, Osteosíntesis De La Vertebra Fracturada Estudio Biomecánico Y Clínico Análisis Y Resultados, Universidad Autónoma De Barcelona, Tesis Doctoral 2006.*
- M. H. Luque, Optimized design of an artificial spine by finite elements structural analysis.
- <http://www.biomet.es/es-medical/columna/degen/omega>