

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

PRÓTESIS

**PIA**

<b>NOMBRE</b>	<b>MATRICULA</b>
Fernando Rojas Solis	1884596
Abraham Alejandro Acosta González	1838040
Jonathan Ivan Ortiz de la Cruz	1802400
Carlos Esteban Garcia Davila	1659976

# OPTIMIZACIÓN DE DISEÑO EN PRÓTESIS HUMERAL DE BRAZO

## RESUMEN

*En este proyecto, se nos asignó el humeral del brazo, se propone el implementar una prótesis de titanio grado 5, para evitar la corrosión e infección del paciente. Esta prótesis se encargará de mantener unida la extremidad que es el brazo al cuerpo del paciente. Utilizamos como base ejemplos de diseños encontrados en internet ya sea como imágenes o documentos en los cual se nos explica y aconseja tanto como materiales y/o formas de diseñarlo, se utilizó el programa de SolidWorks para diseñar la prótesis.*

## INTRODUCCIÓN

Una prótesis es un sustituto artificial de una parte del cuerpo faltante. Es un elemento artificial que se adosa al cuerpo para brindar la función que anteriormente realizaba en el cuerpo, devolviendo la independencia y autonomía en las diferentes actividades de la vida diaria en caso de haber afectado esta área.

Las prótesis se clasifican en dos tipos, las endoprótesis que son aquellas que requieren de una cirugía para su colocación, estas reemplazan una parte anatómica y suelen estar fabricadas con aleaciones metálicas como el cromo, titanio o cobalto, por ejemplo, una prótesis total o parcial de cadera o rodilla.

A su vez estas se clasifican en prótesis cefálica o de recubrimiento, prótesis total o prótesis total Invertida. Por otra parte, la exoprótesis que son aquellas que se ubican en la zona exterior, pueden ser retiradas y nuevamente colocadas por el paciente. Estas sustituyen parcial o totalmente un miembro o segmento del cuerpo por amputación, con el objetivo de restituir la función anatómica y la integración socio-laboral. Este tipo de prótesis de igual forma se subclasifica en prótesis endoesquelética y exoesquelética.

## GEOMETRIA

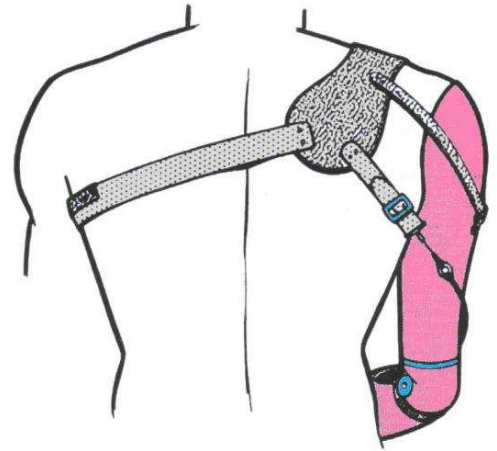
La geometría de los componentes del implante es de suma importancia, así como los materiales con los que estén fabricados, ya que de estos dependen tres puntos importantes para que un reemplazo total de humeral de brazo sea satisfactorio.

Que los componentes protésicos tengan un apropiado control del movimiento y su rango articular sea el adecuado. Se debe considerar la anatomía de las partes blandas que están alrededor de dicha articulación.



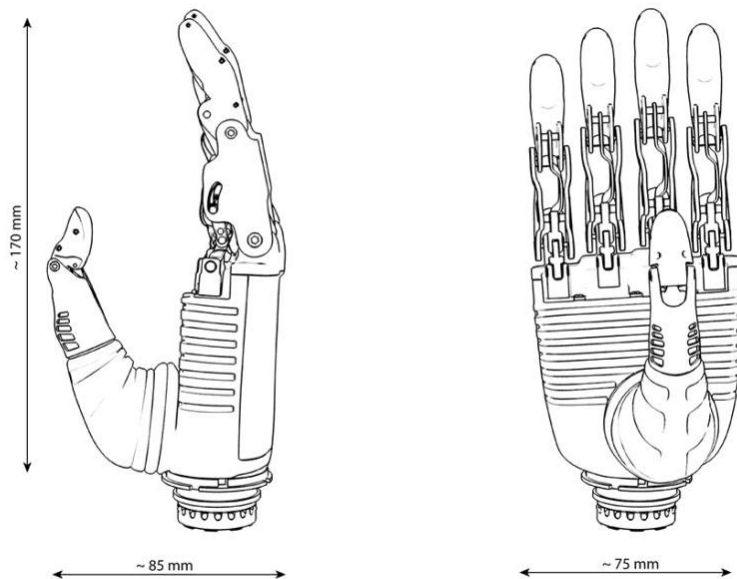
Los componentes del implante deben ser útiles y permanecer fijos por un largo periodo.

Entre las consideraciones geométricas que deben tenerse, está la de los cortes de superficie articular y los cortes para que los componentes protésicos sean fijados.



## ESTADO DEL ARTE

Uno de los principales problemas que plantean actualmente la artroplastia de hombro es su estabilidad mecánica durante los ejercicios de rehabilitación. En el caso particular del conjunto prótesis-húmero se hace necesario un análisis estructural real del complejo con el objetivo de definir en sus diferentes regiones su grado de osteointegración y considerar así la influencia del nivel de esfuerzos a aplicar



durante el proceso de rehabilitación, evitando problemas de biointegración. En la presente comunicación se propone el modelado geométrico del complejo prótesis-húmero mediante tecnologías CAD y su posterior análisis estructural mediante Elementos Finitos bajo la aplicación de diferentes regímenes de carga. El modelo generado resulta de gran utilidad para el cirujano ortopédico dado que le permite definir y programar los diferentes esfuerzos a aplicar durante el

proceso de rehabilitación, en función del grado de osteointegración presente en las regiones del complejo y de esta forma prevenir o minimizar las posibles complicaciones que pudieran derivarse de dicho proceso.

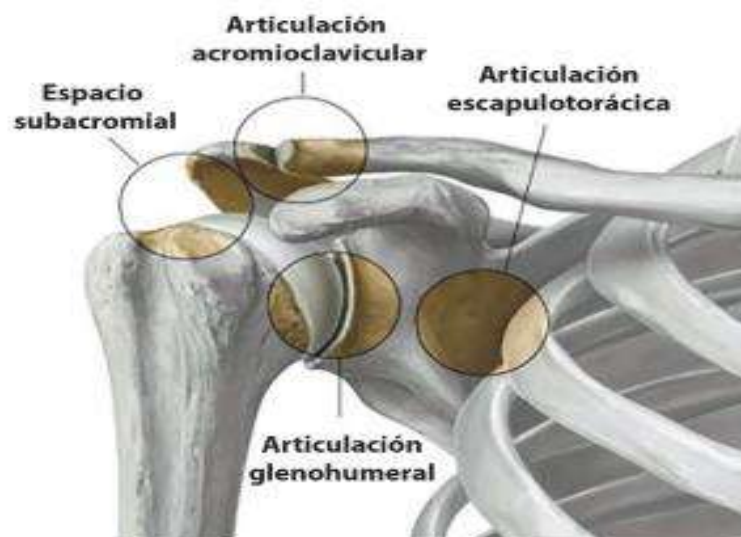
Uno de los métodos utilizados en el tratamiento de padecimientos en la articulación del hombro son las sustituciones articulares mediante prótesis de hombro. A pesar de lo invasivo de este método se ha demostrado lo acertado de su utilización para

tratar padecimientos en la articulación glenohumeral (Fig. 1). Con la ayuda de los métodos numéricos empleados para solucionar modelos matemáticos se pueden realizar análisis estructurales que permitan determinar esfuerzos en modelos tridimensionales de la interfaz entre la prótesis y el hueso donde va insertada, permitiendo identificar, conociendo la densidad aparente del tejido óseo, las zonas donde se ve favorecida la osteointegración. La identificación de las zonas de osteointegración permite determinar previo a la cirugía el comportamiento del hueso una vez insertada la prótesis, dando la posibilidad de valorar diferentes modelos para la sustitución articular.

Para miembro superior, en la que predomina la función fina distal ( es decir, desde el eje central del cuerpo hacia las extremidades), inicialmente se hacía uso la mano artificial o cosmética; posteriormente se usaron los garfios, los cuales eran más funcionales, pero antiestéticos y por último se está trabajando en las prótesis mioeléctricas.

Las prótesis mioeléctricas son controladas electrónicamente, mediante contracciones musculares voluntarias impulsadas por el usuario. Está construida por dos electrodos los cuales son los encargados de recoger la actividad eléctrica generada por el músculo y por la contracción generada por él, posteriormente esto se convierte en tensión, la cual permite el manejo de está. Los electrodos están en contacto con la superficie de la piel en todo momento, por eso son los encargados de mandar las señales.

Para la colocación de los electrodos, el especialista en ortesis y protesis debe asegurarse de siempre buscar la zona con mayor descarga de señales electromiográficas, que ayuden de manera contraria, es decir, colocará los electrodos en un músculo flexor y que cerrará la mano y otro extensor que permitirá abrirla, dando la oportunidad de controlarlos voluntariamente.



*Figura 1. Articulaciones del hombro*

## PROPUESTA DE DISEÑO DE LA GEOMETRIA , ALCANCES Y LIMITACIONES

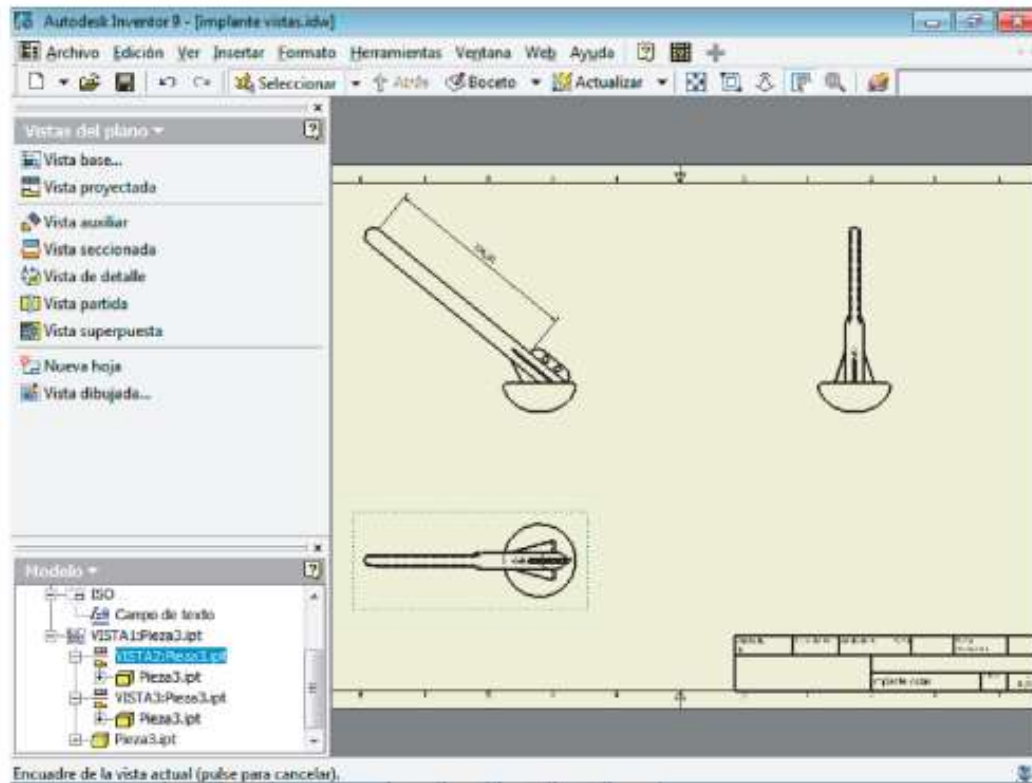
**Alcances:** La prótesis seleccionada tiene un diseño para acomodarse perfectamente. Los materiales son biocompatibles, gracias a esto es posible realizar operaciones en cualquier cuerpo sin que se provoque ninguna reacción rechazo o hipersensibilidad.

**Limitaciones:** El mayor reto al que nos enfrentamos es poder realizar la prótesis de un material lo suficientemente resistente y de bajo coste ya que el propuesto es de Titanio grado 5 y por supuesto realizar reducciones de peso que no comprometan la integridad de las piezas en la prótesis llegando a la zona plástica del material tipos más básicos son el polipropileno y polietileno. El polipropileno (PP) es un plástico muy rígido para el que se han encontrado varios usos en protésica. La estructura de soporte de la conexión protésica suele fabricarse con polipropileno. El polietileno (PE) de baja densidad es un termoplástico blando y flexible que puede usarse para las conexiones protésicas. Una de las ventajas de estos y otros tipos de termoplástico es que se pueden remodelar.

## IMPLEMENTACION O DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Para el diseño tridimensional de la prótesis primeramente se procedió al diseño de un croquis de la misma utilizando las mediciones realizadas y asegurando un nivel de exactitud elevado para el diseño geométrico. Una vez realizado el diseño del modelo se realizó el análisis estructural del complejo prótesis-húmero para detectar posibles niveles de Osteointegración al aplicar diferentes niveles de cargas a la prótesis.

Para la realización del modelo prótesis-húmero se utilizó el software de diseño mecánico en 3D Autodesk Inventor, ya que ofrece las herramientas necesarias para el modelado de estructuras tridimensionales complejas. Con el objetivo de obtener un modelo con un elevado nivel de similitud se le realizaron las medidas pertinentes a una prótesis de hombro real utilizando como instrumentos de medición un Pie de Rey Universal con menor división de 0.1 mm, Pie de Rey de Exterior Interior con menor división de 0.05 mm y un Transportador de Ángulos. Una vez realizadas las medidas se procedió a realizar un croquis de la prótesis (Fig. 2) y posterior modelo tridimensional, obteniendo un modelo con un elevado grado de similitud con respecto al modelo original.

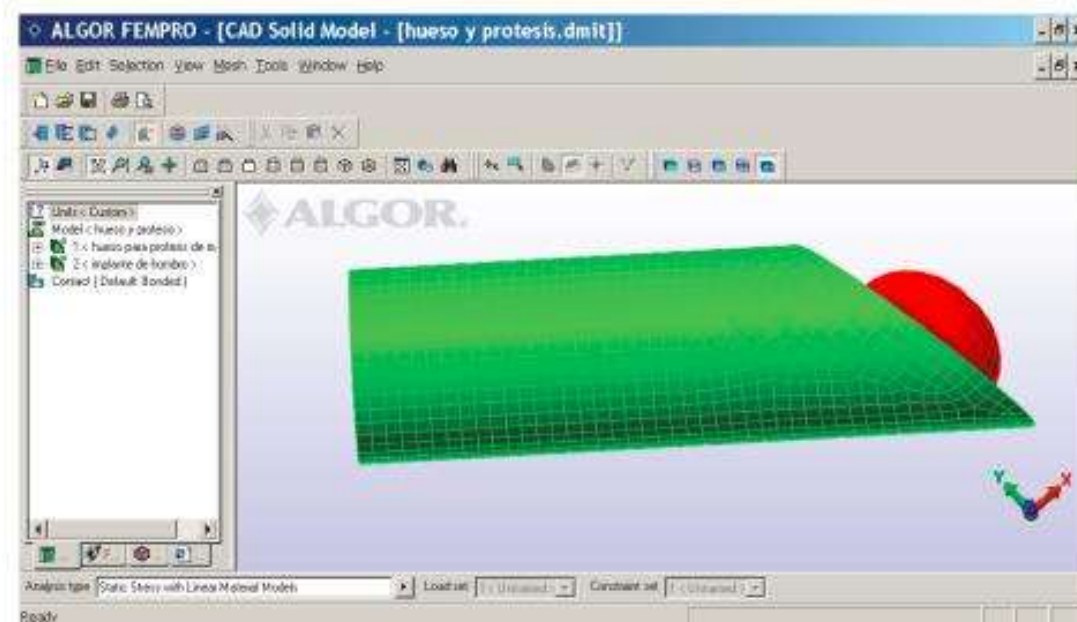


*Figura 2. Diseño del croquis de la prótesis*

## CALCULOS DEL DESEMPEÑO

Para el análisis estructural mediante Elementos Finitos del modelo prótesis-húmero se utilizó el software ALGOR, ya que ofrece las aplicaciones necesarias para el análisis estructural tanto bajo condiciones de cargas estáticas, como bajo condiciones de cargas variables. Otro factor importante es su capacidad de importar de forma sencilla modelos realizados mediante software avanzado de dibujo y diseño, como es el caso de Autodesk Inventor. Una vez importado el modelo generado en Autodesk, se le realizó el mallado a todo el complejo utilizando elementos tridimensionales tetraédricos de 10 nodos y se refinó el mallado en todo el complejo (Fig. 3).





*Figura 3. Modelo con mallado y refinado*

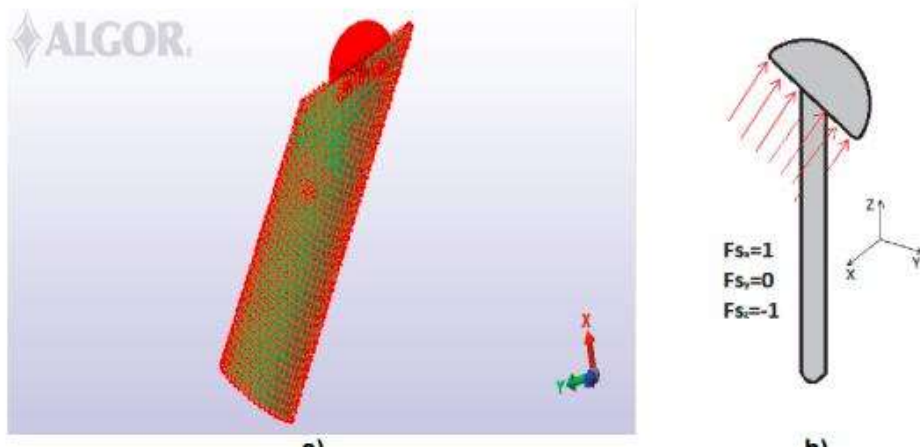
Se definieron todas las propiedades mecánicas del Titanio grado 5 y del hueso trabecular (Tabla 1) que conformaban el complejo prótesis-húmero. En el caso de la prótesis analizada, esta se encuentra conformada en su totalidad por una aleación de Titanio grado 5, conocido como Ti6Al4V, el cual posee un porcentaje del 6% de aluminio y un 4% de vanadio. Es la aleación de titanio más utilizada, sobre todo, en el campo de la aeronáutica, en el de la biomedicina o la estomatología. Tiene una resistencia a la tracción de 896 MPa, un módulo de elasticidad longitudinal de 112000 MPa, una ductilidad del 10%, una dureza de 33 HRB, una soldabilidad muy buena y una resistividad eléctrica de 1.67 ( $\mu\Omega\text{m}$ ). Sus aplicaciones son donde se requiera alta resistencia mecánica. En cuanto al hueso del complejo prótesis-húmero el análisis, se realizó basado en un hueso con un rango de densidad de 0.8 a 1.1 g/cm<sup>3</sup>, con un módulo de elasticidad longitudinal de 18000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.3 [25].



**Tabla 1. Propiedades mecánicas del complejo prótesis-húmero**

Propiedades	Prótesis (Ti6Al4V)	Húmero
Módulo de Young (MPa)	112000	18000
Coefficiente de Poisson	0.3	0.3

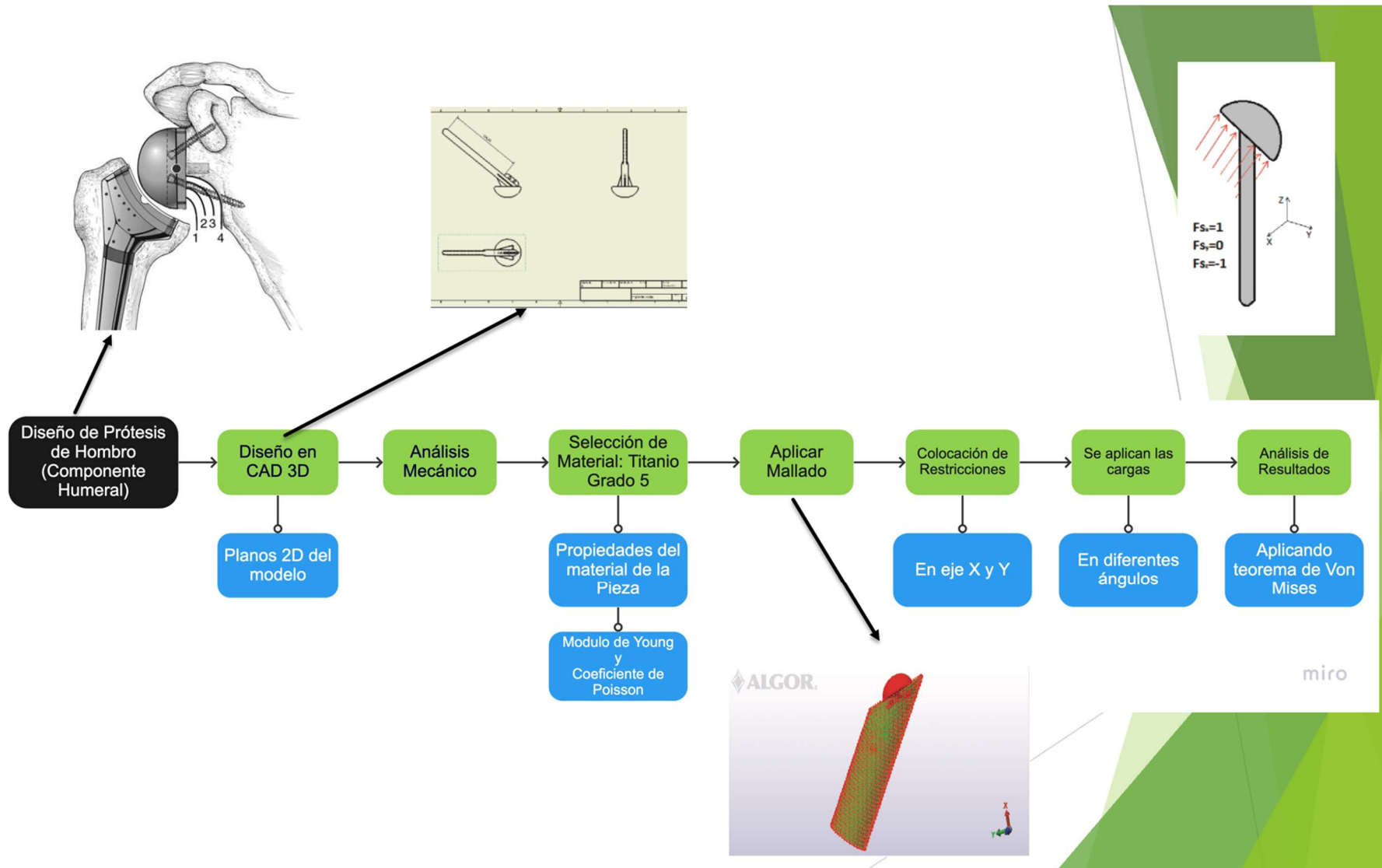
**Figura 4. a) Modelo con restricciones aplicadas, b) Esquema de cuerpo libre con dirección de las fuerzas**



En la parte anterior de la cabeza humeral de la prótesis se aplicaron valores de fuerzas correspondientes a la posición estática del paciente realizando movimientos de abducción del brazo libre de pesos con ángulos de 0, 30, 60 y 90 grados. La dirección de las fuerzas se definió teniendo en cuenta la influencia de los músculos Supraespinoso, Infraespinoso y Subescapular pertenecientes al Manguito Rotador, teniendo todas las fuerzas la misma dirección. Los valores de fuerzas aplicados fueron tomados de Baumgartner et al. (2009), teniendo en cuenta cuatro distintas condiciones del Manguito Rotador: ejerciendo el 100% de su capacidad máxima de fuerza (S100), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza (S50), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 0% de la capacidad máxima de fuerza (S00) y con el músculo supraespinoso e infraespinoso ejerciendo ambos el 0% de la capacidad de su fuerza (SINF00) (Tabla 2) (Suárez et al., 2009). Resultados numéricos



## 1- MAPA CONCEPTUAL



## METODOLOGÍA

La metodología seguida en el análisis consta de los siguientes pasos:

- Definición de las propiedades de los materiales de la bandeja humeral.
- Generación del modelo geométrico utilizando herramientas de modelado en 3D.
- Investigación del estado del arte para obtención de condiciones frontera.
- Modelación por elementos finitos considerando las restricciones y cargas aplicadas al modelo.
- Análisis de los resultados.

## PROPIEDADES MECÁNICAS

El modelo más utilizado es la prótesis humeral. Posee una pieza de polietileno que se ancla en el espesor del omóplato a través de la cavidad glenoidea y que posee un radio de curvatura idéntico al del componente humeral, existen tres variantes:

1. Un modelo con la misma extensión que la cavidad glenoidea.
2. Un modelo idéntico al anterior, pero con soporte metálico, que se utiliza en sujetos jóvenes o cuando la cavidad glenoidea está muy destruida.
3. Un tercer modelo, en el que son mayores las dimensiones, para los casos en los que existe una importante destrucción del manguito de los rotadores.

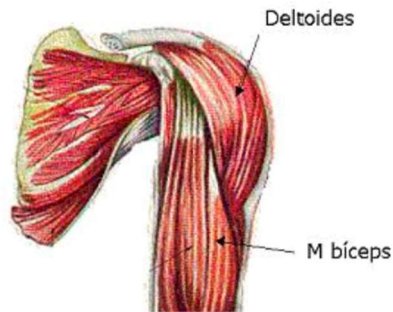
## MODELO GEOMÉTRICO

Para el análisis estructural mediante Elementos Finitos del modelo prótesis-húmero se utilizó el software SolidWorks, ya que ofrece las aplicaciones necesarias para el análisis estructural tanto bajo condiciones de cargas estáticas, como bajo condiciones de cargas variables.

## SELECCIÓN DE HUMERAL

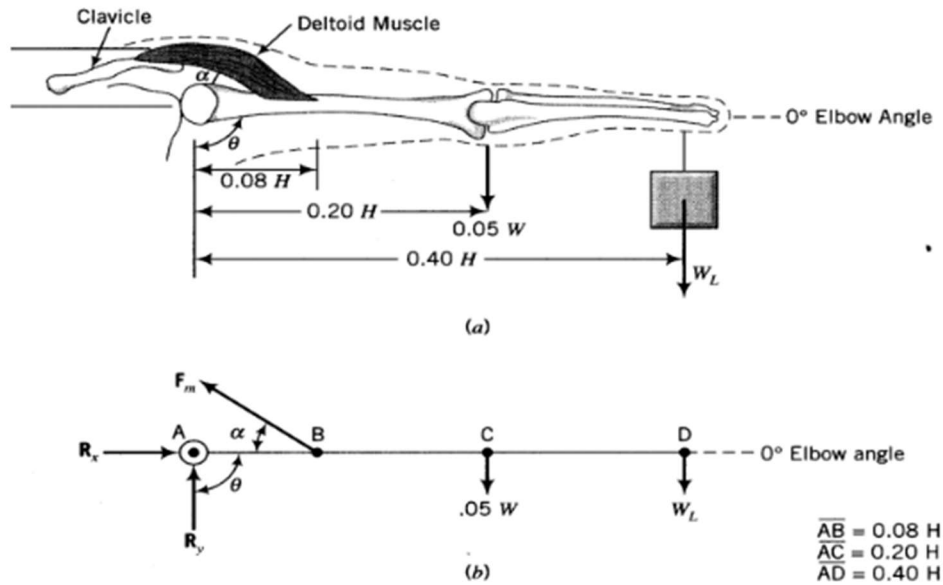
En el análisis biomecánico de carga estática para los brazos, se estimaron los esfuerzos que se generan en la articulación del hombro (Escápulo - Humeral), Figura 1.0 para una persona promedio.

De acuerdo con Philips (2000), en el sistema biomecánico del hombro actúan la fuerza debida al peso del brazo, que equivale, aproximadamente al 5% del peso corporal ubicado en el centro geométrico de la postura del brazo y la fuerza que ejerce el músculo deltoides (Figura 1.0), al contrarrestar los movimientos de abducción del brazo al articular el hombro en las diferentes direcciones.



**Figura 1.0** Músculos deltoides.

Para el sistema biomecánico planteado se analizó el equilibrio estático del brazo para los movimientos típicos permitidos por la articulación Escápulo- Humeral (extensión frontal y abducción horizontal del hombro) y por la articulación del codo (flexión y extensión) estudiado por Putz y Pabst (1994). Para este fin se determinaron las reacciones  $R_x$  y  $R_y$  en la articulación Escápulo-Humeral y la variación de la tensión  $F_m$  que se genera en el músculo deltoides como resultado del desplazamiento general del brazo.



**Figura 2.** Diagrama de cuerpo libre del sistema brazo – antebrazo. Fuente Philips (2000).

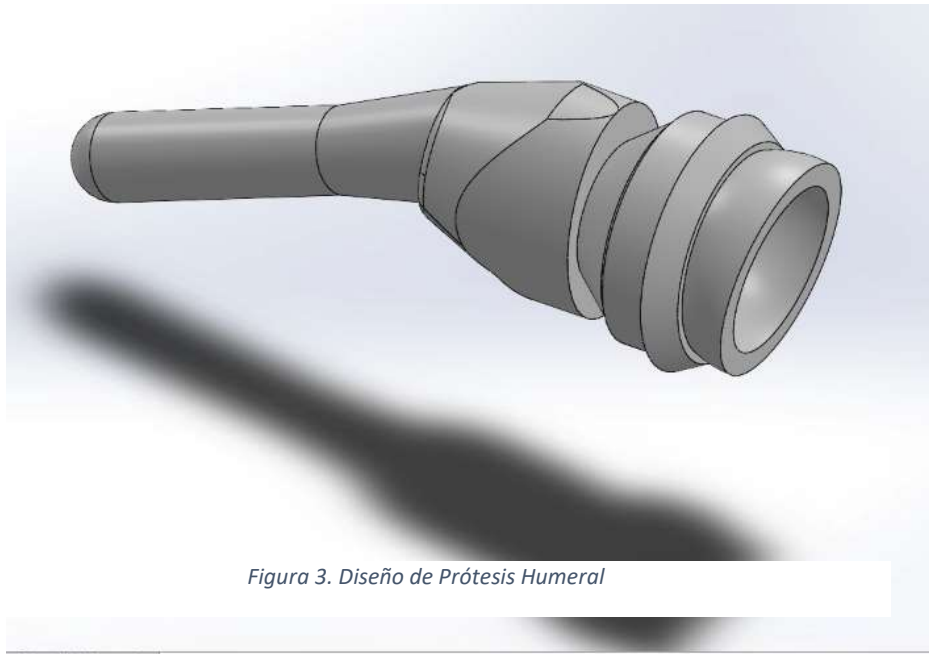
Para este modelo resultado de los cálculos una fuerza resultante de por lo menos 140 N en condiciones de carga normal para una persona promedio de 90 kg de peso.

$$W_p = m \cdot g = (90 \text{ kg} \cdot 5\%) \left( 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = 44.145 \text{ N}$$

A la fuerza resultante se le añadirá un peso promedio de 9.8 kg de carga en el brazo máxima resultado en:

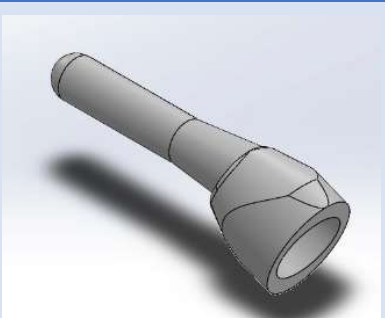
$$W_T = W_p + (10 \text{ kg}) \left( 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) = 44.145 \text{ N} + (9 \text{ kg}) \left( 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right) \approx 140 \text{ N}$$

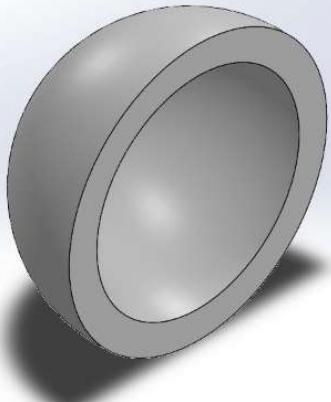
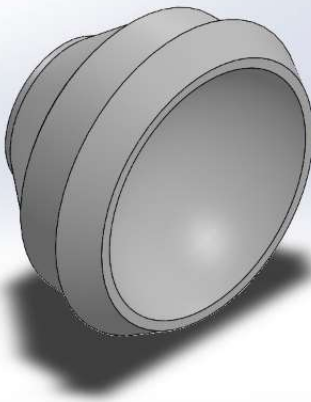
### Modelado de Prótesis 3D (SolidWorks):



### DATOS DE LAS PIEZAS

Descripción de los modelos 3D de cada una de las piezas que componen el ensamble de la prótesis humera.

Nombre de la Pieza	Propiedades del Material	Modelo 3D
Vástago Humeral	<b>Material:</b> Titanio grado 5. <b>Limite Elástico:</b> $1100 \text{ kgf/cm}^2$ . <b>Módulo Elástico:</b> $114 \text{ kgf/cm}^2$ . <b>Coefficiente de Poisson:</b> $0.34 \text{ kgf/cm}^2$ .	

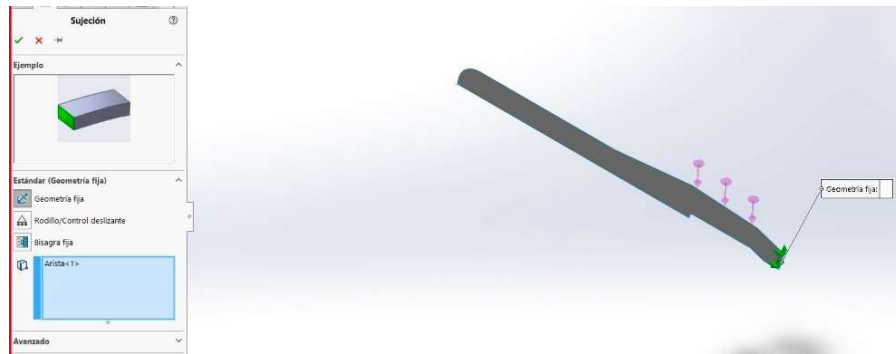
<b>Glena</b>	<p><b>Material:</b> Titanio grado 5.</p> <p><b>Limite Elástico:</b> <math>1100 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p> <p><b>Módulo Elástico:</b> <math>114 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> <math>0.34 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p>	
<b>Cabeza Humeral</b>	<p><b>Material:</b> Titanio grado 5.</p> <p><b>Limite Elástico:</b> <math>1100 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p> <p><b>Módulo Elástico:</b> <math>114 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> <math>0.34 \text{ kgf/cm}^2</math>.</p>	

### 11.1- INFORMACIÓN DE LA MALLA

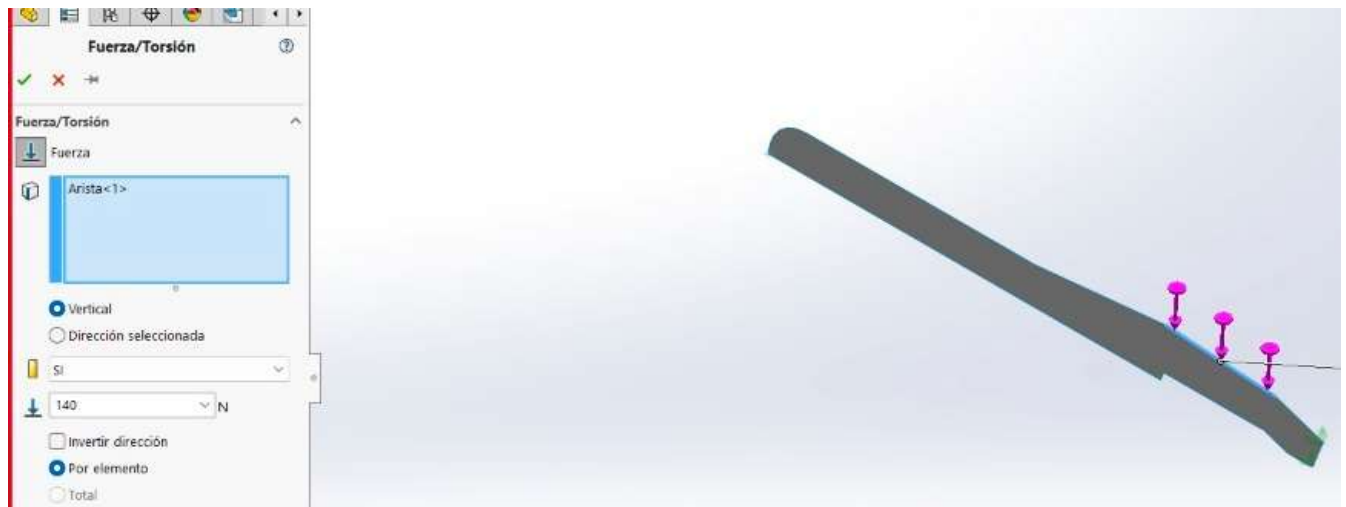
Nombre de Estudio	Análisis Estático
Tipo de Malla	Malla 2D plana
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura de combinado
Tamaño máximo del elemento	0.469209 mm
Tamaño mínimo del elemento	0.469209 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	12078
Número total de elementos	5839
Tiempo para completar la malla (HH:MM:SS)	00:00:02

## 11.2- CARGA Y SUJECIONES

En la configuración de la geometría fija, seleccionamos el vástago humeral debido a que es la parte de la prótesis que se encontraría incrustada en el hueso y servirá como soporte.



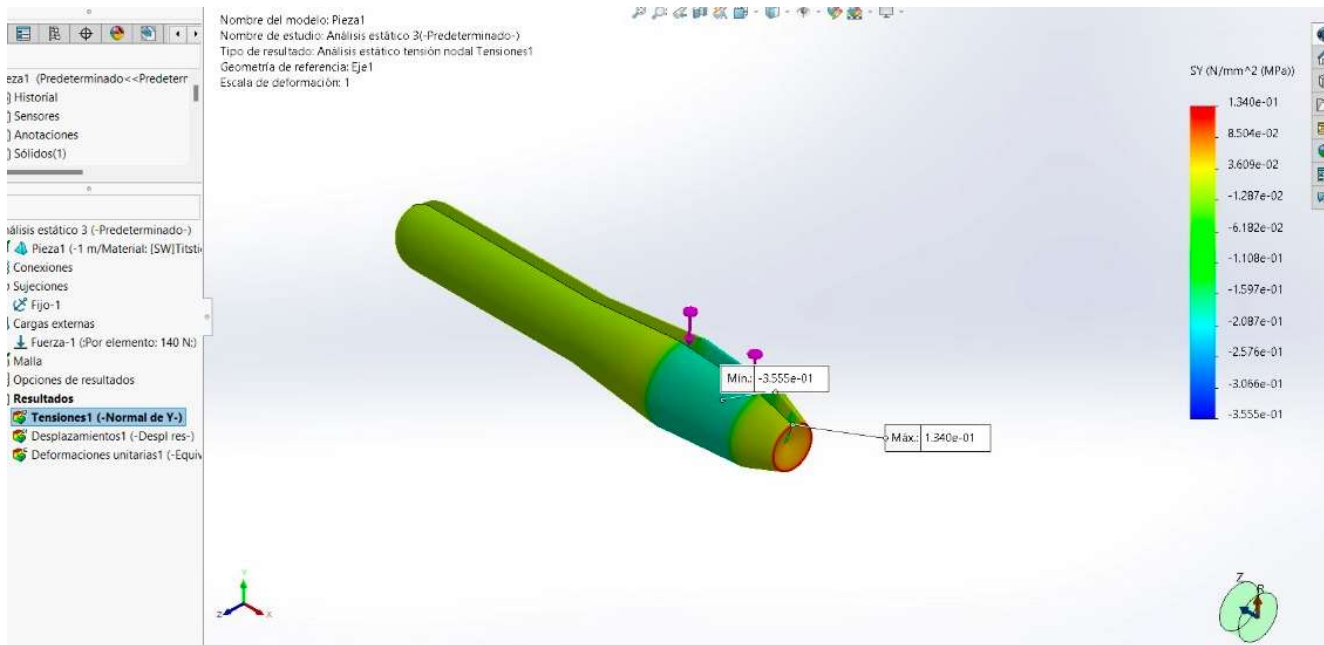
La carga que colocamos es de 140 N, ya que es la fuerza que se ejerce cuando se encuentra en reposo nuestro brazo y no se genera ningún esfuerzo



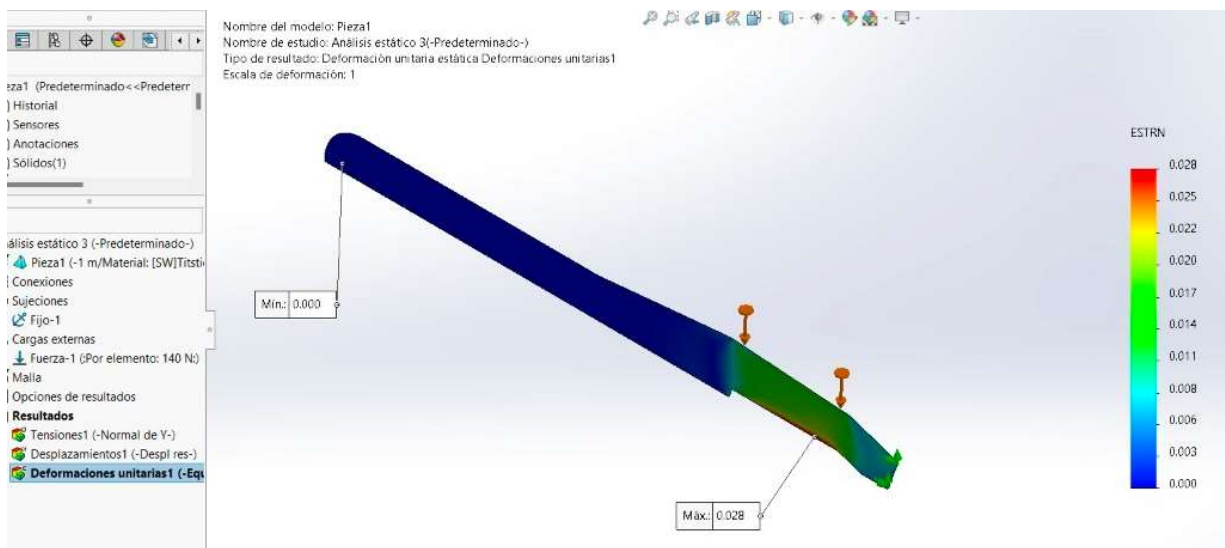


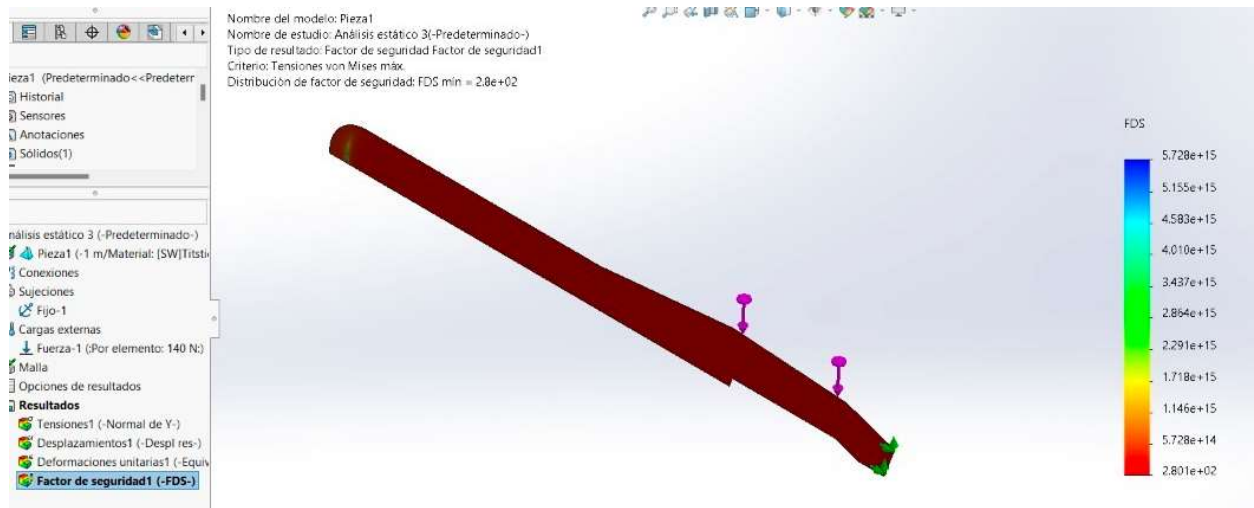
## RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN

Los **esfuerzos máximos cortantes** que se presentan en el eje y mínimos y no representan un riesgo para la integridad de la pieza. Lo cual concluimos de esta parte que la sección transversal de la prótesis es apta para soportar este tipo de cargas.



La **deformación unitaria** que se presenta en esta pieza bajo estas circunstancias de cargas la deformación unitaria es prácticamente despreciable ya que se encuentran por debajo de un milímetro y se encuentran en la parte del vástago humeral.





El factor de seguridad que se obtiene es alto, por lo cual concluimos que se puede optimizar aún más nuestro diseño o incluso cambiar el material final de la prótesis para reducir costos de fabricación.

## CONCLUSIONES.

Los resultados obtenidos de los estudios mecánicos realizados no arrojan que la prótesis es confiable ya que no sufre deformación plástica en los diferentes ensayos realizados. A su vez se toma en consideración la técnica quirúrgica empleada para realizar los estudios con respecto a los planos de diseño.

Cabe resaltar que se busca lograr algo similar con una prótesis de un material menos costoso como lo es el Titanio grado 5. De antemano sabemos que es posible que sea necesario realizar algunas adecuaciones al modelo en CAD para obtener resultados similares.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Bohsali KI, Wirth MA, Rockwood CA, Jr. Complications of total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2006;88(10):2279-92.
2. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, et al. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. J Shoulder Elbow Surg. 2005; 14: (Suppl 1)S 147-61.
3. De Wilde L, Mombert M, Valpetegem P, et al. Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): Report of five cases. Acta Orthop Belg 2001;67:348-53.

4. . Kats D, O'Tolle G, Cosgwell L, et al. A history of the reverse shoulder prosthesis. *Int J Shoulder Surg.* 2007;1(4):108-13
5. Valenti P. Décompression sous acromiale sous arthroscopie. *Chir. Main* 2006;25(Suppl.1)S22-8
6. Cavas, F., Parras, D., Nieto, J., Cañavate, F. J. F., & Fernández Pacheco, D. G. (2016, julio). DISEÑO Y ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UNA PRÓTESIS PARA UNA ARTROPLASTIA. DEFINICIÓN DEL GRADO DE OSTEOINTEGRACIÓN DURANTE EL PROCESO DE REHABILITACIÓN. 20th International Congress on Project Management and Engineering. <http://dspace.aepro.com/xmlui/handle/123456789/843>
7. López Fisco, H. A., Sanz Uribe, J. R., & Álvarez Mejía, F. (2008, octubre). ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE ESPALDA Y BRAZOS PARA EL DESARROLLO DE HERRAMIENTAS PORTÁTILES (N.º 0304–2847). *Revista Facultad Nacional de Agronomía Medellín*. [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0304-28472008000200022](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0304-28472008000200022)
8. Ucar E, Quirós J. Clínica y exploración del hombro. En Navarro A, Alegre C, editores. *Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor: el hombro*. Barcelona: Masson. 2007;1-13.
9. Bigliani LU, Weinstein DM, Glasgow MT, Pollock RG, Flatow EL. Glenohumeral arthroplasty for arthritis after instability surgery. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4:94-7