

# ANALYSIS OF UHMWPE STRUCTURES FOR ANKLE PROSTHESIS

Toscano Moreno Gerardo Emmanuel (1), Hernández Corro Humberto (2), Vidal Lesso Agustín (3)

1 [Licenciatura en Ingeniería Mecánica, Universidad de Guanajuato] | [ger\_tosc13@hotmail.com]

2 [Doctorado en Ingeniería Mecánica, Universidad de Guanajuato] | [humbertocorrohdez@hotmail.com]

3 [Departamento de Ingeniería Mecánica, División de ingenierías, Campus Irapuato-Salamanca, Universidad de Guanajuato] | [agusvile@yahoo.com.mx]

## Resumen

El tobillo es una articulación altamente congruente con un área de superficie de 11-13 cm<sup>2</sup> [2]. La cirugía para reemplazar la articulación de tobillo por una articulación artificial está adquiriendo más popularidad hoy en día. Esta cirugía puede reducir el dolor provocado por la artritis o la osteoartritis. Es por eso que en este trabajo se propone el diseño del componente de sacrificio de una estructura de prótesis de tobillo que reemplace la articulación de tobillo completamente. El material a utilizar en el diseño del componente de sacrificio es un Polietileno de Alto Peso Molecular (UHMWPE) debido a que es un polímero con únicas y excepcionales propiedades físicas y mecánicas [1]. Las propiedades más notables del Polietileno de Alto Peso Molecular son su lubricidad, resistencia al impacto y resistencia a la abrasión [1]. El método aplicado en este proyecto es un análisis estructural realizado en un software especializado que permite observar el comportamiento de la estructura que fue diseñada al implementarse una carga en la parte superior de ésta. Los resultados reafirman que el componente de sacrificio diseñado esta en rango para ser utilizado e implementado sin ningún problema.

## Abstract

The ankle is highly congruent with a surface area of 11-13 cm<sup>2</sup> [2]. Surgery to replace the ankle joint with an artificial joint is becoming more popular today. This surgery can reduce the pain from arthritis or osteoarthritis. That is why this work is proposed the design of the sacrifice component of an ankle prosthesis structure that completely replace the ankle joint. The material to be used in the design of the sacrifice component is an Ultra High Weight Molecular Polyethylene (UHMWPE) because it is a polymer with unique and outstanding physicals and mechanicals properties. Most notable properties about UHMWPE are lubricity, impact resistance and abrasion resistance [1]. The applied method in this proyect is a structural analysis carried out in a specialized software that allows you to observe the structures behavior that it was designed when a load is implemented at the top of the piece. The results reaffirm that the sacrifice component designed is in rank to be used and implemented without problem.

### Palabras Clave

Cirugía, Prótesis de Tobillo, Análisis Estructural, Artritis, Polietileno de Alto Peso Molecular.

## INTRODUCCIÓN

La articulación de tobillo se compone por tres huesos (tibia, peroné, astrágalo). Los dos primeros conforman una bóveda en la que encaja la cúpula del tercero.

Ésta actúa como un enlace entre la pierna y el pie y desempeña un papel muy importante debido a que soporta toda la carga transferida. Las patologías más comunes que pueden perturbar la función del tobillo son la osteoartritis, la artritis reumatoide y la artritis postraumática [2]. La osteoartritis es el desgaste del cartílago que en promedio tiene un espesor de 1.6 mm [2]. El cartílago permite que los huesos se deslicen suavemente el uno contra el otro. También amortigua los golpes que se producen con el movimiento físico. Con la Osteoartritis, la capa superior del cartílago se rompe y se desgasta. Como consecuencia los huesos que estaban cubiertos por cartílago comienzan a rozarse. La fricción causa dolor, hinchazón y pérdida de movimiento en la articulación.

En este proyecto se proponen 3 diseños para la parte intermedia que compone a la prótesis de tobillo. Esta estructura es un polímero, la cual absorbe la carga total que se transmite desde la pierna hasta la articulación. Tales diseños deben cumplir con requisitos de diseño para poder implementarse sin que se provoque un fallo en una articulación dañada. Entre estos requisitos se encuentra que el desplazamiento máximo de la estructura en vertical no debe de pasar de los 2 mm, la deformación unitaria debe de ser de un 5% en su nivel máximo y que el esfuerzo máximo de la estructura debe de ser igual o menor a la Resistencia a la Fluencia del material que es de 20 MPa este límite viene de revisiones tanto de literatura como experimentales.

Para llegar a estos resultados es necesario un diseño óptimo, el cual se logra generando la geometría y optimizando el modelo, éste será realizado en un software especializado.

Aunado a esto se deberá analizar modelo tras modelo hasta encontrar el que mejor responda a la carga implementada. Para esto también se utilizará un software especializado de análisis por elemento finito.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Obtención del Tamaño de la Prótesis

El tamaño de la prótesis es una de las cuestiones principales a tratar en el diseño.

Debido a que el diseño será personalizado dependiendo del tipo de paciente que lo necesite es necesario determinar de manera precisa las medidas para evitar cualquier tipo de problemas a la hora de diseñar la estructura. Para un diseño óptimo y funcional, las medidas se obtuvieron del sistema óseo de la pierna derecha de un varón adulto.

En la IMAGEN 1 se puede apreciar el modelo tridimensional en el cual se basó para obtener las medidas para la propuesta del diseño de la prótesis.

En la IMAGEN 2 se puede observar cómo es que se determinó la medida del largo de la prótesis, la medida aproximada es de 40 mm.

En la IMAGEN 3 se aprecia que el ancho es de 40.053 mm aproximadamente y la altura que es de 15 mm aproximadamente.

Las medidas se determinaron tomando en cuenta los cortes posibles en los huesos (Tibia, Astrágalo) al momento de hacer una cirugía, esto es un aproximado.

### Diseños Propuestos

Una vez que se determinaron las medidas se procede a realizar el diseño estructural para la prótesis. Estos diseños se realizaron en un software especializado para diseño.

Se realizaron diferentes diseños de elementos de sacrificio para prótesis, mostrándose en este trabajo los que mejor resultado dieron.

Todos los diseños se hicieron de las mismas medidas externas, esto con la finalidad de poder comparar con más exactitud dichos modelos y tener facilidad de elección.

En las IMAGENES (4, 5, 6) se pueden apreciar las diferentes configuraciones para algunos modelos propuestos.

## Material a Utilizar

El material que se utilizó para hacer los análisis en este proyecto fue el Polietileno de Alto Peso Molecular (UHMWPE).

Este material es un polímero que es muy utilizado en articulaciones artificiales debido a sus grandes propiedades de lubricidad, resistencia al impacto y resistencia a la abrasión.

Tiene alta resistencia al desgaste, debido a su bajo coeficiente de fricción, pues en deslizamientos contra metales tiene propiedades autolubrificantes y hace mecanismos silenciosos.

En la TABLA 1 se pueden observar las propiedades de este material utilizadas en este análisis.

## Análisis Estructural

Para el análisis estructural se utilizó un software especializado que resuelve mediante elemento finito para obtener la deformación, el desplazamiento y los esfuerzos en el elemento de sacrificio. Una vez que los modelos fueron diseñados se procede a hacer dicho análisis. El mallado fue realizado de manera libre con elementos hexaédricos, controlando los parámetros de refinación de malla en las partes más importantes de análisis, tales como concentradores de esfuerzo, zonas de tamaño reducido donde se necesita mayor precisión y por último el tamaño del elemento.

Las propiedades del Polietileno de Alto Peso Molecular (Tabla 1) se cargan al software especializado, este polímero se clasifica como un material viscoelástico debido a que el material exhibe propiedades tanto viscosas como elásticas.

Para garantizar que el análisis se resolviera de forma correcta y que los resultados no dieran erróneos, se implementó un soporte fijo en la superficie inferior de los diseños propuestos, esto con el fin de evitar movimiento al implementar la carga en la superficie superior de dicho diseño.

Se implementó una carga de 3500 N en toda la superficie superior de la estructura. Esta carga se obtuvo por medio del estudio de Arakilo (2008) ya que usa una simulación de tobillo mediante un pie rígido y el tobillo como dos pares de revoluta para

ajustar datos experimentales. En dicha simulación se encuentra un pico de 3500 N en la articulación de tobillo. Por esta razón es que la carga que se implementa en el diseño propuesto es de tal magnitud.

Cabe recalcar que otros autores como Kimizuka consideran mediciones desde 200 N hasta 1500 N.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 2 se pueden apreciar los resultados obtenidos en el análisis estructural. El factor de seguridad de cada diseño propuesto se obtuvo gracias al esfuerzo Von Mises ( $\sigma'$ ) y Resistencia a la Fluencia ( $S_y$ ) como se puede apreciar en la Ec. (1) [4]:

$$n = S_y / \sigma' \quad (1)$$

El factor de seguridad de los 3 diseños propuestos (Tabla 2) dieron arriba de 1, esto nos indica que el diseño en las 3 propuestas es el óptimo ya que el esfuerzo máximo que se siente en las estructuras no sobrepasa la Resistencia a la Fluencia, por lo tanto no hay deformación plástica en éstos.

Los diseños propuestos en este proyecto son totalmente innovadores en comparación con otros diseños de prótesis de tobillo, debido a que la manufactura de estas estructuras será por medio de impresión 3D los diseños no fueron una limitante.

## CONCLUSIONES

Los resultados en este proyecto son exploratorios debido a que es muy extenso el campo de investigación existen diversas formas de estructuras que pueden proponerse a futuro.

En este proyecto se realizó una exploración de diseños novedosos que ayuden a ahorrar material, reducir costos y que permitan la prolongación de vida útil de la prótesis mediante la reducción de esfuerzos presentes en la misma.

Es sumamente importante que la prótesis de tobillo cumpla con la deformación requerida, en dado caso de que no se cumpla con la deformación requerida puede haber complicaciones con el paciente al que se le

implemente dicha prótesis, tales como dolores lumbares o de cadera.

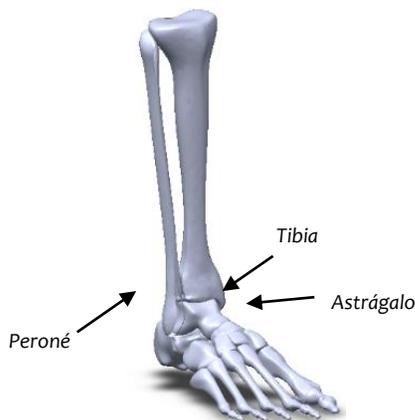
## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad de Guanajuato y a VeranosUG por brindarme este apoyo y la oportunidad de realizar el proyecto.

Al Dr. Agustín Vidal Lesso por la confianza que me brindo durante este proyecto y los consejos para poder resolver algunas complicaciones que surgieron en el transcurso de éste, así como la motivación que me acompaña a lo largo del proyecto.

## REFERENCIAS

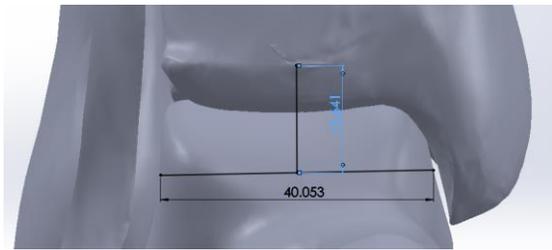
- [1] Kurtz, Steven, M. PH. D. (2009). UHMWPE BIOMATERIALS HANDBOOK (Second Edition). San Diego, California: Elsevier.
- [2] Kakkar, R., Siddique, M.S. (2011). Stresses in the Ankle Joint and Total Ankle Replacement Design. Foot and Ankle Surgery 17(2011), 58-63.
- [3] Ankle Prosthesis 5 de Julio consultado en: <https://www.joint-surgeon.com/orthopedic-services/foot-and-ankle/ankle-replacement-surgery>
- [4] Budynas, Richard, G. Nisbett, J. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley (Novena Edición). México, D.F: Mc Graw Hill.
- [5] Sopher, R.S., Amis, A.A., James, D. Calder, Jeffers, R.T. (2017). Total Ankle Replacement design and positioning affect implant-bone micromotion and bone strains. Medical Engineering and Physics 42(2017) 80-90.



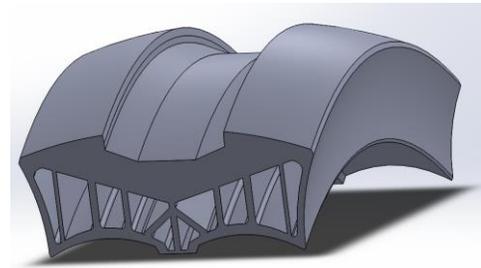
**IMAGEN 1. Modelo Tridimensional**



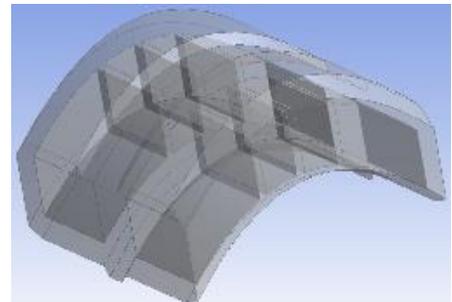
**IMAGEN 2. Dimensión a lo largo**



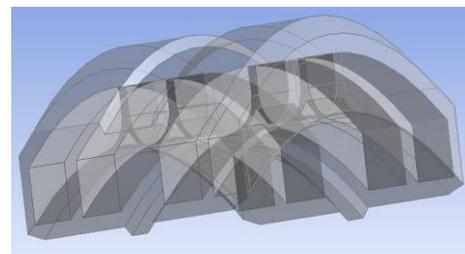
**IMAGEN 3. Dimensiones ancho y alto.**



**IMAGEN 4. Modelo Propuesto No. 1**



**IMAGEN 5. Modelo Propuesto No. 2**

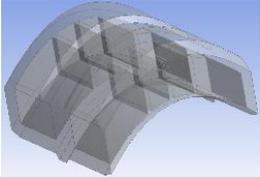
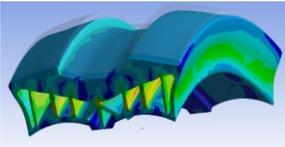
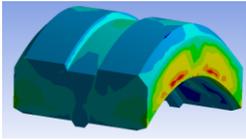


**IMAGEN 6. Modelo Propuesto No. 3**

**TABLA 1. Propiedades del Polietileno de Alto Peso Molecular**

Propiedades	UHMWPE
Razón de Poisson	0.46
Gravedad Especifica	0.925-0.945
Módulo de Elasticidad (GPa)	0.5-0.8
Resistencia a la Fluencia (MPa)	20-28

**TABLA 2. Resultados de Modelos Propuestos**

Modelos Propuestos	Resultados			
	Deformación Total [mm]	Esfuerzo Máximo [MPa]	Deformación Máxima [mm/mm]	Factor de Seguridad
	0.33057 (2.20385%)	14.513	0.02121	1.3780
	0.23613 (1.5742%)	16.592	0.03740	1.2054
	0.2250 (1.5%)	14.506	0.032696	1.3787