

## Diseño e implementación de una prótesis transtibial \*\*

### Autores:

Dr. German Antonio Mendieta Mendieta.  
Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA), Colombia

Mr. Luis Alberto Parra Piñeros. [ingluisparrap@misena.edu.co](mailto:ingluisparrap@misena.edu.co)  
Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA), Colombia

Prof. John Hernández Martin. [jhonmartin56@gmail.com](mailto:jhonmartin56@gmail.com)  
Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA), Colombia

### ABSTRAC

*The population status of disability of the lower limbs represents a challenge to recover locomotion, because they require costly interventions, depending on the characteristics of each patient's needs, needs prosthetic-orthotic or elements that help in its displacement such as the case of canes, crutches, wheel chairs or other item that serves as support and help to generate the static equilibrium of the person. Through our project we intend to solve this inconvenience and we will generate a local solution to local technology and designed and assembled in the center of design and metrology SENA elements.*

**Keywords:** pie, transtibial. articulación prótesis tobillo.

### INTRODUCCION

Todos los seres humanos contamos con una característica intrínseca natural de nuestro cuerpo que es la locomoción; sin embargo, en algunos casos este atributo natural se pierde por diferentes circunstancias, los factores más frecuentes están ligados directamente a situaciones como violencia, alto índice de accidentalidad además de los factores médicos que comprometan directamente a la persona. Para el caso puntual de violencia, estamos inmersos en el tema del minado a raíz del conflicto armado, esta afección es un problema global que aqueja las políticas públicas de la sociedad, según la comisión internacional de la Cruz Roja (CIRC) (ROJA, 2016), los países de mayor afección con este problema son Camboya, Angola, Bosnia- Herzegovina, Afganistán, El Salvador, Nicaragua y Colombia, con un índice de minas sembradas muy alto debido al conflicto armado en dichos países. En el caso específico de Colombia se han generado cifras desgarradoras; para el año 2011 según el Observatorio De Minas Antipersonas de la Presidencia de la Republica han fallecido alrededor de 1080 individuos por tal causa. Por otro lado, en la mayoría de los casos el paciente no fallece sino pierde uno o ambos miembros inferiores constituyendo una de las principales causas de discapacidad. Cifras extraoficiales del médico Thomas Küchenmeister (Reyes Rodríguez, 2011) indica que Colombia en el transcurso del conflicto tiene 20.000 víctimas entre fallecidas y en estado de discapacidad al 2011.

Colombia como uno de los principales países afectados por tal evento (de la Nación, 2012) cuenta con una población en condición de discapacidad muy alta, haciendo que estas personas requieran un nivel de servicio médico y psicológico (Álvarez Márquez & Ospina Grajales, 2013) que lo afectan directamente en su cotidiano vivir.

La población en condición de discapacidad en miembros inferiores representa todo un desafío para poder recuperar su locomoción, ya que requieren de intervenciones costosas, que

dependiendo de las necesidades propias de cada paciente, necesita de elementos protésico-ortésico o de elementos que ayuden en su desplazamiento, tal es el caso de bastones, sillas de ruedas, muletas u otro elemento que sirva de soporte y ayuda para generar el equilibrio estático de la persona.

Para Colombia es necesario generar alrededor de 4000 nuevas prótesis al año para cubrir las necesidades propias del conflicto armado (Victimas, 2016) y las amputaciones debidas a diabetes y accidentalidad, por ende, es necesario implementar un banco de prótesis médica que supla dicha necesidad. De igual forma, es importante considerar si las prótesis existentes en el mercado suplen las necesidades económicas y de funcionalidad de cada paciente. Es necesario, ser conscientes que este tipo de elementos representan un costo elevado y deben ser importados de otros países ya que Colombia no cuenta con producción local de dichos elementos.

Con el desarrollo de esta investigación, se busca mejorar el uso ya sea fijo o moderado de elementos de ayuda para rehabilitar la marcha, implementando un elemento electromecánico sumado a una correcta rehabilitación física que pueda mejorar la locomoción del paciente.

### II. Análisis General de la Prótesis.

A nivel general todas las prótesis deben como su nombre lo indica “suplir una condición o problema” en nuestro caso particular de estudio estamos implementando una prótesis que cumpla con la funcionalidad de miembro inferior (Au, Herr, Weber, & Martínez- Villalpando, 2007).

Debido a las estadísticas previamente destacadas hemos focalizado nuestra área de estudio a un tipo de amputación frecuente para pie diabético y para amputación de víctima de mina antipersona la cual se da para implementación de prótesis transtibial, (Álvarez Márquez & Ospina Grajales, 2013) la prótesis como un todo la podemos discriminar de dos formas las cuales se vieron reflejadas en la investigación:

- Diseño de prótesis transtibial enfocado al análisis mecánico de la articulación del tobillo y análisis de pie.
- Diseño de prótesis transtibial enfocado al diseño eléctrico del controlador del mecanismo de tobillo y la adquisición de señales del muñón.

Para esta este artículo trataremos a fondo únicamente el desarrollo del diseño mecánico tanto de la articulación como del pie expondremos el diseño de cada una de las piezas realizado en *Solidworks* y los análisis realizados utilizando elementos finitos a través de *ANSYS*.

El primer pasó que se realizó para el diseño e iniciar con la implementación de la articulación fue realizar un pequeño experimento de la marcha de donde arrojó las condiciones necesarias o parámetros de diseño.

Los parámetros de diseño son los siguientes:

- Edad del paciente                    25-30 Años.
- Talla                                        34
- Peso en kilos                            100
- Estatura                                   1.70
- Nivel de actividad                      3
- Longitud del muñón                    Medial
- Estado del muñón                        Optimo
- Estado de la articulación Conservado

- Fuerza muscular 4
- Rango articular Conservado
- Longitud máxima ART 15 Cm.
- Peso sugerido 1 Kg.
- Dorsiflexion normal 20°
- Plantiflexion normal 60°

Basado en dichas condiciones se ha planteado un diseño con características muy similares y acordes. El único parámetro que inicialmente se sale del parámetro ya definido es la altura de la articulación por ende es necesario a través de la alineación y estructuración del socket poder redistribuir los 5 centímetros adicionales que conforman nuestro diseño.

A continuación, daremos una breve explicación del diseño:

### **Prótesis Completa.**



**Figura 1: Analogía de una prótesis estándar Vs diseño propio.**

**Fuente: Propia.**

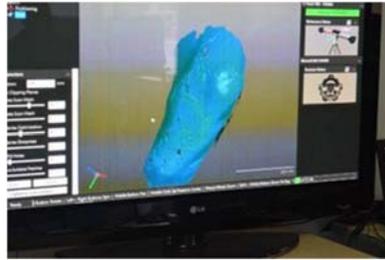
Los componentes que dan origen a nuestra a nuestra prótesis son los siguientes:

1) Socket: El diseño del socket que planteamos se generó a través de un proceso de ingeniería inversa, el cual contemplo el escaneo en tres dimensiones del muñón de nuestro paciente objeto de estudio, donde se obtuvo un archivo. Obj para su posterior diseño y análisis de carga.



**Figura 2: Proceso de escaneo del muñón**

**Fuente: Propia.**



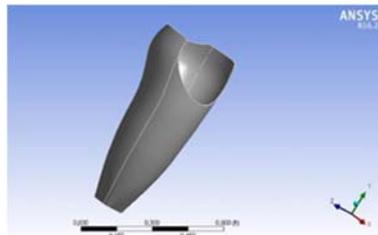
**Figura 3: Generación del archivo .Stl tomado del muñón del paciente.**

**Fuente: Propia.**

Con la consecución de la imagen digitalizada procedimos a transformar la imagen adquirida y darle propiedades de sólido ya que inicialmente se considera como un cascaron hueco imposible de manipular para análisis, posterior a ello y en animo de agilizar el análisis se creó una malla que supla con las características similares en funcionalidad y en morfología que se comporte como un sólido en toda su figura.

Es necesario que el símil y el elemento real cumplan con unas características básicas de funcionalidad y que se aproximen sus dos características intrínsecas una a la otra.

El diseño propuesto para este elemento es el siguiente:

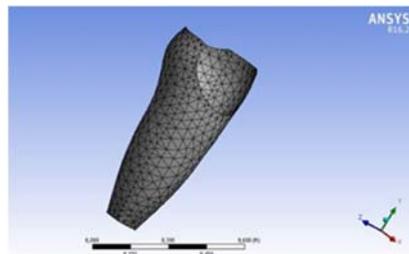


**Figura 4: Diseño aproximado del Socket.**

**Fuente: Propia.**

A este elemento se le dieron todos los tratamientos requeridos por el software para su análisis entre otros:

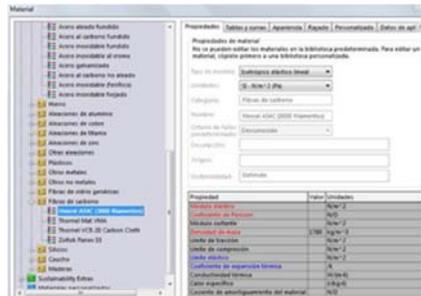
- Enmallado.



**Figura 5: Enmallado del Socket.**

**Fuente: Propia.**

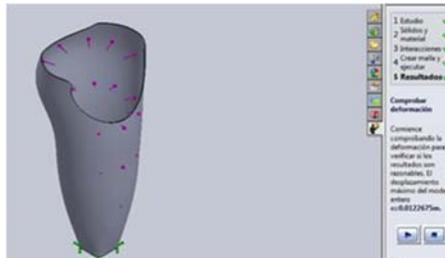
- Selección de materiales.



**Figura 6: Selección de materiales del Socket.**

Fuente: Propia.

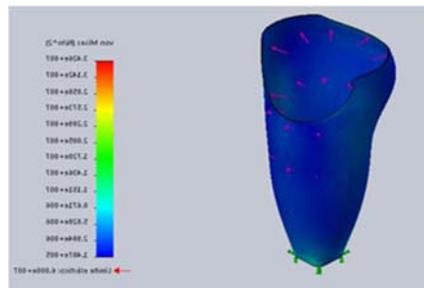
- Análisis de carga. (Implementación de puntos de fuerza)



**Figura 7: Análisis de carga del Socket.**

Fuente: Propia.

- Análisis de Deformación.



**Figura 8: Análisis de deformaciones del Socket.**

Fuente: Propia.

Producto de todo este análisis procedimos a realizar la pieza completa en fibra de carbono.



**Figura 9: Implementación física del Socket.**

Fuente: Propia.

El siguiente ítem con el que trabajamos es el pie.

Previo a ello, fue necesario estandarizar los parámetros físicos con los cuales se diseñó este elemento:

- Masa corporal del paciente: 100 kg
- Talla: 34
- Estatura: 1.70 m
- Nivel de actividad: 3
- Longitud del muñón: Tercio medio
- Estado del muñón: Óptimas condiciones
- Estado articular: conservado
- Fuerza muscular: 4
- Longitud máxima de pie: 5 cm
- Dorsiflexión: 20°
- Plantiflexión: 50°

El diseño propuesto es el siguiente:



**Figura 10: Modelo renderizado del pie.**

**Fuente: Propia.**

Las piezas individuales se dieron de la siguiente forma:

Empeine:



**Figura 11: Segmento del empeine del pie.**

**Fuente: Propia.**

Plantilla:



**Figura 12: Segmento plantilla del pie.** Fuente: Propia.

Keel:



**Figura 13: Segmento apoyo del pie.**

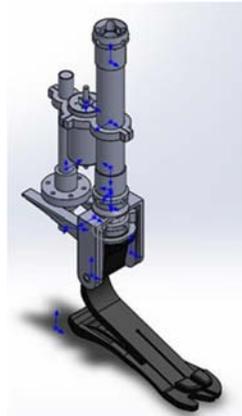
Fuente: Propia.

Para el análisis de esfuerzos del componente en CAE (*Solidworks* en este caso) se presenta la particularidad que el estudio no es muy acertado, cuando no se cuenta con los datos exactos, puesto que las propiedades de este varían según las proporciones de cada elemento utilizado. En el caso de material propuesto para el diseño de la prótesis, es decir, fibra de carbono, no se ha seleccionado que tipo de fibra, el acelerador a utilizar, número de capas, el alma, la inercia, la curva y tiempo de curado; por lo tanto, no se realiza simulación de esfuerzos hasta definir los ítems descritos anteriormente.

### III. Ensamble completo de la articulación.

Para el diseño y manufactura de la articulación se procede por realizar una breve descripción del estado del arte de los diferentes mecanismos de la articulación. (Oscar Heli Bejarano, 2016).

Se propuso un diseño preliminar el cual consta del siguiente componente mecánico:



**Figura 14: Modelo preliminar de la articulación de tobillo.**

Fuente: Propia.

A este modelo mecánico se le realizaron las siguientes correcciones.

- Cambio en altura.
- Cambio en tipo de transmisión.
- Diseño propio del pie a utilizar.
- Cobertura física para la articulación como para el pie.

Los cambios realizados a la articulación cambiaron en su totalidad el modelo dejándolo de la siguiente forma.



**Figura 15: Modelo Definitivo de la articulación de tobillo.**

**Fuente: Propia.**



**Figura 16: Modelo definitivo de la articulación de tobillo con case. Fuente: Propia.**

La transmisión usada para el movimiento de la articulación presenta las siguientes ventajas:

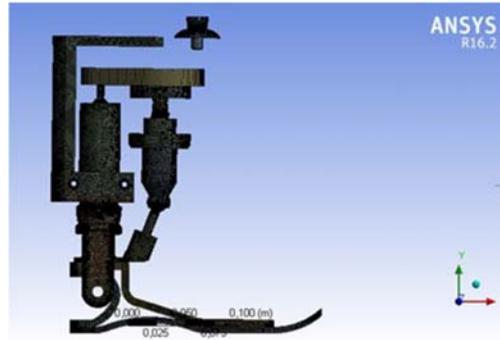
- La articulación puede permanecer sin lubricación
- Insensible a la suciedad
- Libre de corrosión
- Bajo ruido
- Libre de mantenimiento
- Amortigua las vibraciones

#### **IV. Análisis y resultados por elementos finitos del componente.**

Para dar inicio a nuestro análisis se definió la prótesis en un modelo *igs* para su correcta visualización y ajuste en el software durante el uso del módulo de análisis estructural

Para un primer paso se visualizó la prótesis en su totalidad y se verificó que estuvieran presentes todos sus componentes en el análisis.

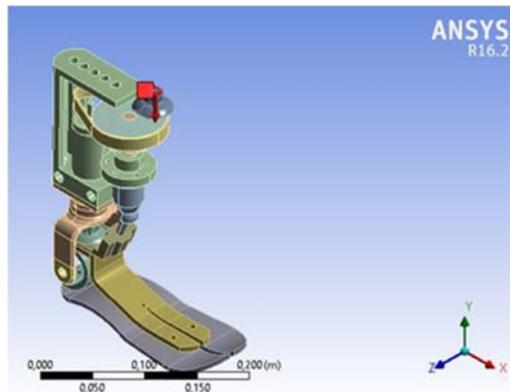
Al momento de inicial la etapa de análisis se decidió realizar un análisis completo de todos los componentes siendo conscientes del recurso computacional necesario para esto, se eligió realizar un enmallado tetragonal por ser de una resolución adecuada para el análisis de los componentes y por la simplicidad de consumo de recurso computacional, al realizar el enmallado la prótesis se visualizó de esta manera.



**Figura 17: Vista lateral de malla a utilizar.**

**Fuente: Propia.**

Al finalizar la visualización del enmallado se procesó a aplicar un único vector de carga equivalente a 50 Kg, ubicado en la zona donde se colocará el socket analizado anteriormente, la carga se visualizó de la siguiente manera y se verifico que no tuviera ningún tipo de inclinación.

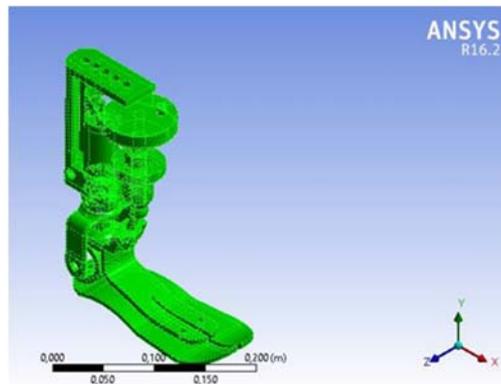


**Figura 18: Carga vertical aplicada sobre la zona del socket de la prótesis**

**Fuente: Propia.**

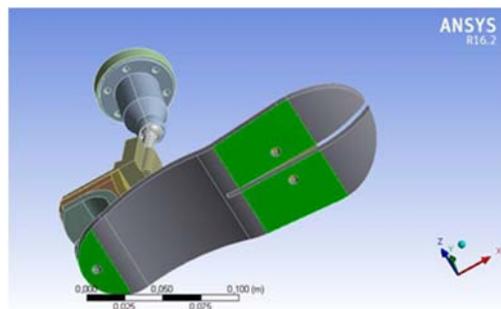
Paso seguido de aplicar las cargas se realizan los apoyos fijos que tendremos en nuestro análisis, para este caso la base de la prótesis, cabe aclarar que los materiales utilizados en el análisis son los que se aproximaron de los planos de ensamble y explosionado.

Al colocar los apoyos fijos se dio inicio a la resolución del problema, sin embargo, el recurso computacional colapso el análisis y se decidió recortar las piezas a analizar, pues bajo concepto profesional no todas las piezas se vean afectadas de la misma manera. Posterior a ello se realizó la respectiva reducción de áreas



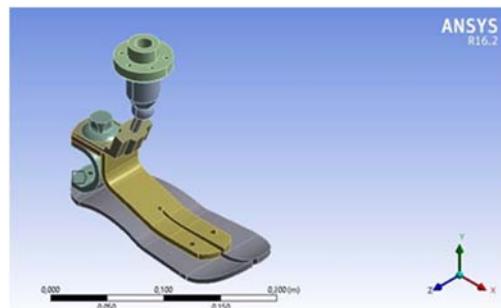
**Figura 19: Totalidad de las piezas sometidas a evaluación.**

**Fuente: Propia.**



**Figura 20: Reducción de área de análisis.**

**Fuente: Propia.**



**Figura 21: Vista isométrico de área de análisis.**

**Fuente: Propia.**

En su mayoría los componentes del pie presentan radios de curvatura agresivos y posibilidad de falla por fatiga debido al ciclo de carga permanente que tendrá durante su servicio.

## CONCLUSIONES

- A medida que aumenta el grado de discapacidad del paciente y a su vez los grados de libertad que pueda tener el componente protésico, aumenta proporcionalmente el índice de complejidad del desafío, ya que el control cinético y cinemático varía en proporción a estos indicadores.

- Para implementar un componente protésico adecuado, cuyo funcionamiento dependa de la adquisición y posterior control de las señales electromiográficas del muñón, Los resultados experimentales de dicha práctica deben ser excelentes ya que están directamente ligados a la eficacia del componente, y a su vez a la transmisión adecuada de los movimientos al dispositivo protésico.
- El análisis de la información muestra diferentes mecanismos de transmisión, pero el que refleja el mayor grado de eficiencia y desempeño, es el mecanismo compuesto por una transmisión de motor-tornillo de bolas recirculantes (husillo de bolas) cuya característica fundamental es poder aumentar el desplazamiento lineal a una velocidad muy baja, sorprendentemente con un consumo energético mínimo, haciendo que el mecanismo pueda elaborarse de forma más compacto y de menor consumo.
- Para que la implementación del componente protésico este correctamente implementada, la relación entre el muñón y el socket debe generar una presión mínima, ya que en el paciente se genera un nivel de seguridad y estabilidad durante la actividad de la marcha.
- Las piezas plásticas definidas en planos de explosionado se recomienda que estas sean manufacturadas en acero 1010 o 1020 con bajo contenido de carbono para asegurar que los esfuerzos cortantes presentes no afecten la operación cíclica de la prótesis.
- Se recomienda que tanto la junta del pie como la pieza Keel sean manufacturadas por manufactura CNC y con materiales de mayor resistencia mecánica como aluminios y sus aleaciones, para así evitar fallas precedentes de las cargas cíclicas que va a ejercer el paciente sobre la prótesis.

### BIBLIOGRAFÍA

- Álvarez Márquez, Rafael Jesús, & Ospina Grajales, Néstor Javier. (2013). Reparación integral a las víctimas de MAP, MUSE, AEI.
- Au, Samuel K, Herr, Hugh, Weber, Jeff, & Martínez-Villalpando, Ernesto C. (2007). Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation. Paper presented at the 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society de la Nación, Contraloría General. (2012).
- Primer informe de seguimiento y monitoreo de los entes de control a la ley 1448 de 2011 de víctimas y restitución de tierras: Bogotá.
- Oscar Heli Bejarano, Jairo Alberto Romero, John Edison Rodríguez, John Hernández Martín. (2016). Diseño E Implementación De Una Prótesis Transtibial 12.
- Reyes Rodríguez, Camilo. (2011). La amenaza de las armas pequeñas, ligeras y explosivos ALP-ME. Borradores de Investigación: Serie documentos Ciencia Política y Gobierno y de Relaciones Internacionales, ISSN 2027-615X, No. 1 (Enero de 2011).
- Roja, Comisión Internacional de la Cruz. (2016). Minas terrestres: legado de la guerra.
- Víctimas, Asistencia a. (2016). Dirección Contra Minas, Ministerio de Postconflicto Derechos Humanos y Seguridad.