



DATA CIENCIA

REVISTA MULTIDISCIPLINARIA
ELECTRÓNICA

SEPTIEMBRE - DICIEMBRE 2018
VOL. 1 AÑO 1



UNIVERSIDAD
DEL ZULIA



DATA CIENCIA



IECS LLC
INTERNATIONAL EDUCATIONAL
CONSULTING SERVICES LLC

REVISTA ELECTRÓNICA DE LA
UNIVERSIDAD DEL ZULIA



Revista Electrónica Multidisciplinaria
Vol.1 N°1. Septiembre-Diciembre 2018
pp. 189-196

Prótesis ortopédica modular de miembro inferior para personas con desarticulación de rodilla

Juan Perozo, Carlos Rodríguez y José Perozo

Universidad del Zulia. Núcleo Costa Oriental del Lago
Cabimas, estado Zulia. Venezuela
joseperozo13@gmail.com

Resumen

La presente investigación tuvo como objetivo general diseñar una prótesis ortopédica modular de miembro inferior para personas con desarticulación de rodilla en nuestra región, la cual se sustentó desde el punto de vista teórico en autores del área tales como Murphy (2014), Kutz (2009) y Nordin (2004). Según la metodología empleada el tipo de la investigación se destacó por ser proyectiva, con un diseño no experimental, transeccional. La población referencial fueron los médicos traumatólogos, ortopedistas y técnicos especialistas en la implementación de prótesis, teniendo como unidad de análisis la prótesis Ortopédica Medular. Las técnicas de recolección de datos fueron la revisión documental de trabajos previos y entrevistas no estructuradas. Se determinaron los requerimientos necesarios como nivel a movilidad, peso a resistir, dimensiones principales, grados de flexión y grados de libertad, y luego seleccionar los componentes estructurales de la prótesis, en función de estos elegir los materiales más adecuados, eligiendo el Acero Inoxidable 304 para ejes y Aluminio 6063 para el resto de los elementos. Después de seleccionar componentes y materiales se procedió a construir el modelo 3D con el programa Solid Works 2016, para realizar simulaciones de comportamiento mecánico, motriz y una visualización del ensamblaje de los diversos componentes y piezas.

Palabras clave: diseño, prótesis, ortopédica, desarticulación, rodilla.

Orthopedic modular prosthesis of lower member for people with knee disarticulation

Abstract

The objective of the present investigation was the design modular orthopedic lower limb prosthesis for people with knee disarticulation in our region, which was based, theoretically, on the foundations of authors such as Murphy (2014), Kutz (2009) y Nordin (2004). According to the methodology used, the type of the research was characterized by being projective, with a non experimental, trassectional desing. the research had as population the trauma doctors, Orthopedists and technicians specializing in the implementation of prostheses while the analysys unit consisted inthe modular orthopedic prosthesis. Data collection techniques were performed through document review of previous work and unstructured interviews. The necessary requirements were determined such as mobility level, weight to resist, main dimensions, degrees of flexion and degrees of freedom, then select the structural components of the prosthesis and choose the most suitable materials, choosing Stainless Steel 304 for shafts and Aluminum 6063 for the rest of the elements. After selecting the components and materials we proceeded to build the 3D model with the program SolidWorks 2016, to perform simulations of mechanical behavior, motive and a visualization of the assembly of the various components and parts.

Key words: design, orthopedic, prosthesis, knee, disarticulation.

Introducción

En el ámbito médico las prótesis son mundialmente utilizadas en personas que hayan sufrido la pérdida de algún miembro motriz por motivo de accidentes o enfermedades, también cuando niños nacen con falencia de alguna de sus extremidades debido a problemas congénitos. En términos sencillos, una prótesis es el reemplazo de un miembro perdido o parte de un miembro, conforme con las normas aceptadas para la comodidad, ajuste, alineación, función, apariencia y durabilidad.

En Venezuela la tecnología de prótesis ha estado en aumento durante la última década, impulsada principalmente por el alto costo de importación de los materiales y elementos utilizados para construirlas. Cabe destacar que, el número de personas con ausencia de algún miembro que actualmente reside en Venezuela continúa siendo una incógnita.

Las últimas cifras obtenidas para el 2011, asoman que en el país 1.454.845 personas tienen algún tipo de discapacidad, donde más de 240 mil personas tienen discapacidad músculo esquelética, entre ellas, se ubican personas con ausencia de miembros inferiores con desarticulación de rodilla, la cual es una condición en la que el afectado pierde la articulación de la rodilla, la tibia y el pie a causa de enfermedad o accidente. (Instituto Nacional de Estadísticas, 2013)

La presente investigación está enmarcada en el área de la Ingeniería Biomédica, específicamente en el diseño de prótesis ortopédica modular de miembro inferior para personas con desarticulación de rodilla, cuyo objetivo principal es la presentación de una propuesta de diseño que podrá servir como base para investigaciones futuras de esta área en nuestro Núcleo Costa Oriental del Lago, o inclusive llegar a una futura

implementación para las personas que requieran una prótesis accesible con la cual recuperar parte de sus funciones motoras básicas.

Biomecánica de miembros inferiores

La Biomecánica es una rama de la Bioingeniería e Ingeniería Biomédica que se encarga de aplicar los principios y métodos de la Ingeniería, las ciencias básicas y la tecnología en diseñar, evaluar y manufacturar equipos para su uso en la medicina y comprender, definir y solventar problemas en la fisiología y biología. Además, se vale de los conceptos de la física y la ingeniería para describir el movimiento experimentado por los diferentes segmentos corporales y las fuerzas que actúan sobre los mismos durante las actividades normales. (Nordin, 2004).

Por otro lado, los miembros inferiores pueden ser considerados como un complicado sistema de huesos, uniones, y músculos que componen la estructura llamada pierna humana. Gracias a un cuidadoso arreglo y afinación de todas las propiedades de estabilidad y robustez, se hace posible el control en situaciones dinámicas como correr, saltar o brincar, y permite el movimiento con mucha agilidad.

Fisiología de la articulación de rodilla

La articulación de la rodilla es la más grande del cuerpo humano, está formada por la acción conjunta del fémur, tibia, rotula y dos discos fibrocartilagosos, convirtiéndola en una articulación compuesta. Consiste en la articulación ubicada entre el cóndilo femoral (extremo del fémur) y la tibia, y la articulación entre la superficie rotular del fémur y la rótula. Los dos discos fibrocartilagosos (meniscos) adaptan la superficie articular del fémur y la tibia entre ellas para incrementar la superficie de transmisión de fuerza.

Prótesis para desarticulación de rodilla



Figura 1. Prótesis para Desarticulación de Rodilla Kutz (2009)

Son prótesis que están indicadas para amputaciones en las que se pierde el pie, tobillo y articulación de rodilla. Son también llamadas amputación transfemoral larga y poseen un muñón largo capaz de soportar cargas (Kutz, 2009).

Componentes de una prótesis para desarticulación de rodilla

Estas prótesis se componen principalmente por cuatro (4) elementos: socket o encaje, rodilla protésica, caña o tibia y pie protésico. En el desarrollo de esta investigación el objeto de estudio estuvo enfocado en el elemento de la rodilla protésica

Rodilla protésica

El sistema de la rodilla es probablemente el componente más complejo de una prótesis, Esto se debe a que la rodilla es la encargada de brindar soporte cuando el paciente está de pie, proveer una marcha normal y suave además de permitir que la persona se siente.

En la actualidad, se haya más de 100 tipos de rodillas prostéticas diferentes de donde escoger. El rango varía desde sistemas más sencillos que se han usado desde hace mucho tiempo hasta los sistemas tecnológicamente más avanzados de nuestra época.

Para escoger que sistema de rodilla es el adecuado para cada paciente, dentro de todos estos tipos, los doctores protestitas y especialistas en rehabilitación deben considerar la edad, estado de salud, nivel de actividad y estilo de vida del amputado (Murphy, 2014).

Rodillas de eje simple

El funcionamiento de estas es igual al de una bisagra permitiendo solamente la flexión y la extensión. Algunas de sus características más importantes son: al ser muy sencillas duran mucho tiempo y son muy ligeras. Son las rodillas más económicas.

No cuentan con control de apoyo, por lo tanto el amputado debe mantenerse estable utilizando sus propios músculos. Usualmente cuentan con un seguro manual para compensar la falta de control de apoyo. Utilizan fricción para evitar que la pierna se mueva muy rápido durante la fase de balanceo.

Resultados de la investigación

Requerimientos de diseño

Los requerimientos iniciales de diseño permitieron la selección de los componentes estructurales de la prótesis, e iniciar el diseño conceptual de la rodilla protésica la cual debe constar con diversos mecanismos que permitirán un mejor desempeño de la prótesis. Para lograr esto, se consultó a profesionales médicos y técnicos ortopedistas para poder seleccionar el tipo de rodilla protésica adecuada para la prótesis, la cual por razones de funcionalidad, debe ser de tipo mono-céntrica con bloqueo, con una grado de flexión de 110° y un grado de libertad de entre 10° a 20° que permitirá mayor movilidad en la articulación.

Por consiguiente, se pensó en un diseño inicial compuesto principalmente por dos (2) elementos interconectados con un eje, el elemento inferior funcionara como una base que estará acoplada a la tibia y pie protésico y el elemento superior girará en torno al inferior a través del eje. El mecanismo estará diseñado para permitir una flexión en la parte posterior hasta 110° en la parte posterior y en la parte frontal tendrá un sistema de amortiguación con resorte que permitirá un grado de libertad de 12°. También contará con sistema

de bloqueo, cuya función al accionarse será el impedir la flexión completa de la articulación cuando el paciente esté erguido o en fase de bipedestación.

Tabla 1. Requerimientos para el diseño de la rodilla protésica

Requerimientos	Rodilla protésica
Nivel de Movilidad	K1 y K2
Masa Máxima a Resistir	150 kg
Peso Máximo	1470 N
Altura	No mayor a 300 mm
Ancho	No mayor a 80 mm
Grado de Flexión	110°
Grado de Libertad	12°

Fuente: Los autores (2017)

Las dimensiones de la rodilla protésica son sumamente importantes, debido a que se debe evitar utilizar dimensiones que ocasionen desbalance entre la rodilla y los demás componentes seleccionados, limitando la funcionalidad del conjunto completo. Para evitar este problema, los técnicos ortopedistas recomiendan que la rodilla protésica no supere los 300 mm de altura y los 80 mm de ancho, tal como se muestra en la tabla 1, garantizando tamaño adecuado y evitando que la rodilla protésica tenga peso excesivo.

Componentes de la rodilla

Se procedió a crear el modelo 3D con el software Solid Works 2016, siguiendo el método de elementos finitos y utilizando las dimensiones del bosquejo anterior. Luego de crear cada una de las piezas bases que componen la rodilla protésica se procede a realizar el armado del modelo, asegurándose que las dimensiones de cada una las piezas concuerdan entre ellas y se puedan mover de acuerdo a lo especificado inicialmente. El modelo 3D queda de la siguiente manera:

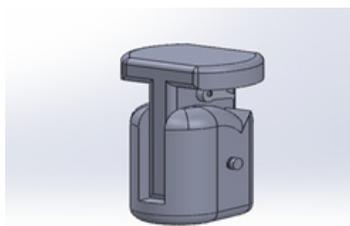


Figura 2. Modelo 3d de la rodilla protésica

Fuente: Los autores (2017)

En el modelo 3D convergen las principales piezas, las dimensiones y los materiales seleccionados, que le dan forma al diseño inicial de la rodilla protésica y al cual se le procederá a realizar la simulación análisis del comportamiento mecánico, el cual se realizará pieza por pieza, comenzando con la más crítica.

Simulación y análisis del comportamiento mecánico

Esta simulación y análisis, estudia las cargas que serán soportadas por la prótesis y los esfuerzos que resultarán de la acción de esta, se analiza el comportamiento mecánico de las piezas y la respuesta de los materiales con los cuales serán fabricadas. Se decidió utilizar las condiciones de carga estática para calcular el esfuerzo máximo Von Mises y a partir de allí calcular el factor de seguridad. La carga máxima aplicada será de 1470 N la cual corresponde a un adulto de 150 kg aplicando su peso sobre la rodilla, y el factor de seguridad deberá ser bastante elevado para poder garantizar que las piezas no vayan a falla bajo ninguna circunstancia o cambio de ángulo o velocidad en la aplicación de la carga durante el movimiento la bipedestación o realizando cualquier otro tipo de actividad.

La primera pieza a evaluar con este método es el pasador, al ser la más crítica del ensamble debido a que transmite las cargas entre las piezas, superior e inferior, y por lo tanto los esfuerzos se concentran en ella. Con los datos del material y las dimensiones colocados en el modelo 3D se procede a realizar el cálculo del esfuerzo máximo Von Mises en función de la carga aplicada, con lo cual el software arroja los resultados que se muestran en la figura 4.

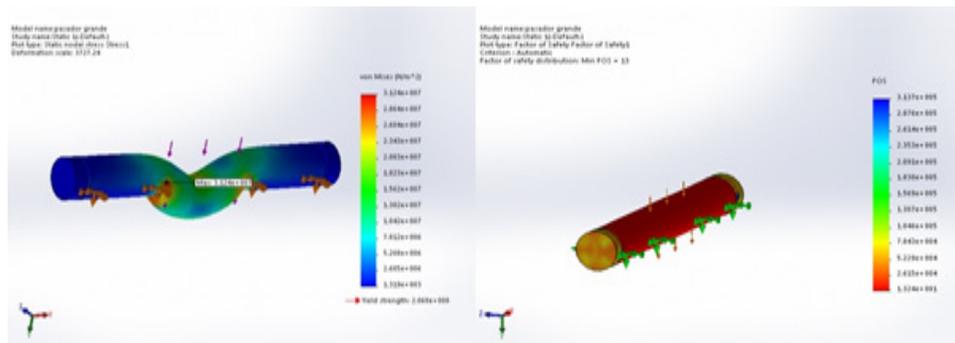


Figura 4. Simulación de esfuerzos y factor de seguridad en pasador
Fuente: Los autores (2017)

Los resultados indican que la concentración de los mayores esfuerzos en este pasador ocurre en la parte central, Según la figura 4 se tiene un esfuerzo máximo de 31.24 MPa, y se muestra el factor de seguridad, que será de 13, distribuido uniformemente en toda la pieza. Luego, se procedió a evaluar el resto de las piezas y siguiendo el mismo método utilizado en la pieza anterior, con lo cual el software arroja los resultados que se observan en la figura 5 para el eslabón inferior.

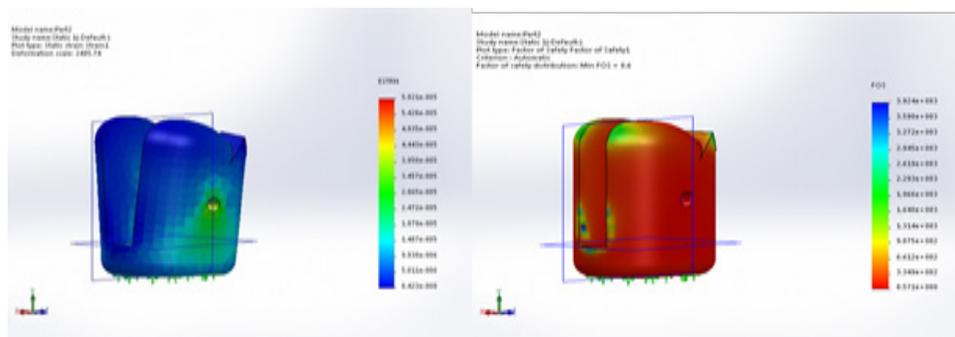


Figura 5. Simulación de esfuerzos y factor de seguridad en eslabón inferior
Fuente: Los autores (2017)

En la figura 5 se observa que, la mayor concentración de esfuerzos ocurrirá en la zona donde el eje entra en contacto directo con el eslabón inferior. Los esfuerzos obtenidos ocasionan un factor de seguridad de 8.6. Después, se obtuvieron los resultados del análisis del comportamiento mecánico del eslabón superior, la cual es la primera pieza del ensamble que entra en contacto con la carga aplicada sobre la rodilla protésica, tal como se observa en la figura 6.

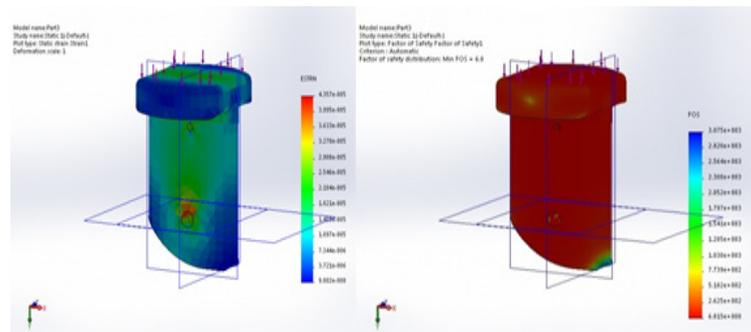


Figura 6. Simulación de esfuerzos en eslabón superior
Fuente: Los autores (2017)

Según la figura 6, se observa que los esfuerzos se concentran principalmente en la parte central de la pieza y en la zona por la cual pasa el eje principal. El factor de seguridad observado en la figura 6 es de 6.8, distribuido casi uniformemente en toda la pieza, lo cual indica que el material resistirá.

Características mecánicas

A continuación, en la tabla 2, se presentan las características mecánicas de cada uno de los elementos de la prótesis, donde se pueden observar el material, peso esfuerzos máximos a soportar, y factor de seguridad.

Tabla 2. Características mecánicas

Eslabón Superior		Pasador Principal		Eslabón Inferior		Acople Superior	
Peso	352 gr	Peso	43 gr	Peso	430 gr	Peso	94 gr
Material	Aluminio 6063	Dimensiones	Diámetro: 10 mm, Longitud: 70 mm	Material	Aluminio 6063		
Esfuerzo máximo	43.57 MPa	Material	Acero inoxidable	Esfuerzo máximo	59.21 MPa	Material	Aluminio 6063
Factor de seguridad	N= 6.8	Esfuerzo máximo	31.24 MPa	Factor de seguridad	N= 8.6		
		Factor de seguridad	N= 13				
Vástago		Copa del Resorte		Seguro		Pasador del Seguro	
Peso	7.2 gr	Peso	7.2 gr	Peso	4.3 gr	Peso	1.07 gr
Dimensiones	Diámetro mayor: 15 mm, Diámetro menor: 7.90 mm, Longitud: 48 mm	Dimensiones	Diámetro externo: 18 mm, Diámetro interno: 5 mm, Espesor: 3.50 mm	Material	Aluminio 6063	Dimensiones	Diámetro: 4.30 mm, Longitud: 30 mm
Manilla		Resorte de Compresión		Resorte de Tensión		Acople Inferior	
Peso	2.2 gr	Peso	3 gr	Peso	1 gr	Peso	80 gr
Dimensiones	Diámetro 3 mm	Dimensiones	Longitud: 38.10 mm, Diámetro: 12.19 mm	Dimensiones	Ángulo: 90°, Diámetro: 9.86 mm	Material	Aluminio 6063
Material	Alambre duro						

Fuente: Los autores (2017)

Consideraciones finales

La función de la prótesis es sustituir un miembro perdido a causa de enfermedad o accidente, permitiendo al paciente recuperar su movilidad, para esto consta de: un socket que se encarga de sujetar la prótesis a la pierna del paciente sin que esta se deslice o le cause molestias al usuario, el cual está conectado a la rodilla por medio de un adaptador.

La rodilla protésica posee una posición bloqueada la cual permite 10° de movilidad por medio de un resorte de compresión, y una posición desbloqueada que se acciona mediante la manilla y permite 110° de movilidad; una tubería adaptadora que transmite la carga desde la parte inferior de la rodilla hasta el pie protésico.

Referencias bibliográficas

- Instituto Nacional de Estadísticas (2013). **Población con discapacidad en Venezuela, según censo 2011**. Series estadísticas. Documento en línea. Disponible en: http://www.ine.gob.ve/documentos/Boletines_Electronicos/Estadisticas_Demograficas/Boletin_Demografico/pdf/poblacion_con_discapacidad.pdf
- Kutz, M. (2009). **Biomedical Engineering and Design Handbook**. Second Edition. United States. McGraw-Hill Editorial
- Murphy, D. (2014). **Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics**. First Edition. United States. Demos Medical Publishing.
- Nordin, M. y Frankel, V. (2004). **Biomecánica básica del sistema musculoesquelético**. Tercera Edición. México. Editorial McGraw-Hill.