

DISEÑO Y SIMULACIÓN DE RODILLA MECÁNICA MONOCÉNTRICA

José Alexis Hernández Aguilar

Universidad Veracruzana, Campus Xalapa

alexis_9319@hotmail.com

Ervin Jesús Álvarez Sánchez

Universidad Veracruzana, Campus Xalapa

eralvarez@uv.mx

Andrés López Velázquez

Universidad Veracruzana, Campus Xalapa

andlopez@uv.mx

Resumen

En este trabajo se presenta una propuesta de diseño mecánico de una rodilla monocéntrica, con la finalidad de que posteriormente sea implementada en una prótesis transfemoral que pueda ser utilizada por personas de bajos recursos. El diseño mecánico de la articulación de rodilla se realiza mediante el software Autodesk Inventor ® y tiene como requisito alcanzar como mínimo un ángulo de flexión de 93°, que es uno de los requerimientos básicos de una prótesis para su adecuado funcionamiento. Mediante simulaciones numéricas, se verifica el ángulo máximo que puede flexionarse la articulación de rodilla, así como las fuerzas que actúan sobre la rodilla si se construye de plástico ABS utilizando una impresora 3D. Los resultados obtenidos muestran las ventajas y desventajas de utilizar este material en una prótesis de rodilla.

Palabras Claves: Articulación, diseño mecánico, prótesis, rodilla, transfemoral.

Abstract

In this paper a mechanical design for a monocentric prosthetic knee that will be implemented in a transfemoral prosthesis for low-income people is presented. The

knee joint mechanical design is made by Autodesk Inventor ® and has a requirement to reach at least 93° bending angle, which is one of the basic requirements of a prosthesis for their proper functioning. By means of numerical simulations, the maximum angle reached by the knee joint is verified. Also the forces acting on the prosthetic knee if is build in ABS plastic, using a 3D printer, are simulated. The results show the advantages and disadvantages of employing this material in a prosthetic knee.

Keywords: *Articulation, knee, mechanical design, prosthesis, transfemoral.*

1. Introducción

La prótesis de articulación de rodilla es uno de los componentes protésicos más complejos que existen, ya que imitar el comportamiento de una rodilla humana se dificulta por su estructura anatómica, además de que es de vital importancia para que el paciente vuelva a caminar. Es por esto, que es necesario el seleccionar la más adecuada, ya que existen distintas clasificaciones acordes a las necesidades del paciente.

La principal clasificación de las prótesis de rodilla radica en su nivel de control, ya que pueden ser mioeléctricas o mecánicas, ambas con ventajas y desventajas. Las prótesis mioeléctricas se basan en el concepto de que los músculos del cuerpo al contraerse o flexionarse, producen una pequeña señal eléctrica de entre 5 a 20 V, que es creada por la interacción química en el cuerpo. Sin embargo, debido al nivel de instrumentación que se requiere [Torrealba et al, 2010], el costo que llegan a tener este tipo de prótesis es considerable [Murthy, 2015] y requieren de un plan de mantenimiento regular [González, 2005].

Las prótesis mecánicas son las más accesibles para los pacientes, debido a que necesitan menor mantenimiento que las prótesis mioeléctricas y tienen un menor costo, sin embargo, se requiere ejercer una fuerza mayor para realizar movimientos. Además, en la fase de apoyo del talón la rodilla no se debe flexionar y en la fase final, el usuario de la prótesis debe ser capaz de flexionarla.

Otras formas de clasificar las prótesis son a través del movimiento cinemático que presenta el eje de rotación, ya que puede ser monocéntrico o policéntrico [Näder,

2003]. Las rodillas policéntricas son las que realiza un movimiento combinado de giro y traslación por su multiaxialidad, en el cual el punto de giro cambia la posición dependiendo en donde se encuentre en la posición de flexión. [Näder, 2003]. Este tipo de rodillas tienen usualmente un mecanismo de 4 barras para proporcionar mayor estabilidad al paciente [Menghini, 2015], sin embargo la mayoría están contruidos de materiales metálicos, lo cual se ve reflejado en el incremento de peso de las prótesis, lo que hace primordial realizar simulaciones numéricas para evaluar la resistencia a cargas utilizando el método de elementos finitos [Vega, 2015], aunque cabe aclarar que estos análisis de esfuerzos también deben realizarse aún cuando los materiales utilizados sean plásticos [Rodríguez et al, 2016].

En el caso de las rodillas monocéntricas, estas presentan un movimiento similar al de una bisagra, es decir, la rotación se presenta solo en el plano sagital y su eje articular está ubicado atrás del eje de carga, con la finalidad de evitar que la rodilla se flexione cuando el pie toque el suelo por primera vez [García, 2007]. Además, este tipo de rodilla contiene un elemento que ayuda a absorber la energía durante la fase de apoyo y extender la prótesis durante la fase de balanceo [Torrealba et al, 2010]. La geometría básica de este mecanismo es un triángulo con dos lados constantes, mientras que el tercero, que es el que generalmente realiza la tarea de extender la pierna, varía de forma proporcional al ángulo de flexo-extensión [Nájera, 2013]. Lo anterior, se puede reforzar mediante un análisis cinemático para determinar las trayectorias del mecanismo, los ángulos y desplazamiento del actuador utilizado en la rodilla [Valencia et al, 2017]. Este tipo de clasificaciones cinemáticas se encuentra relacionado directamente con el ciclo de la marcha, el cual es un proceso cíclico en donde el centro de gravedad se mueve hacia adelante por efecto del movimiento armónico de las extremidades inferiores e indirectamente con ayuda de las extremidades superiores al balancear los brazos. El ciclo de la marcha puede dividirse en dos fases: apoyo y balanceo, o en tres intervalos sobre el plano sagital, en los cuales se da a conocer el ángulo que logra la rodilla [Sánchez et al, 2006]. Estos intervalos representan el movimiento de las articulaciones y son:

- Entre el contacto del talón con el suelo y el punto medio de apoyo. Este intervalo se subdivide en 4 etapas, las cuales se explican en la tabla 1 y se muestran en la figura 1.
- Entre el apoyo medio y el despegue del pie del suelo. Este intervalo se subdivide en 3 fases, dadas en la tabla 2 y mostradas en la figura 2.
- En la etapa de balanceo. Se subdivide en dos etapas, dadas en la tabla 3 y mostradas en la figura 3.

Tabla 1 Movimientos de la rodilla en el intervalo 1.

Etapa	Movimiento de la rodilla
Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

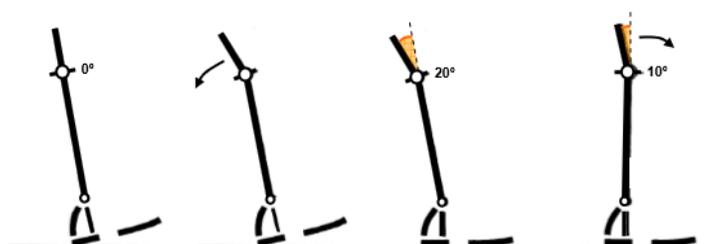


Figura 1 Primer intervalo de movimiento de la rodilla [Hernández, 2008].

Tabla 2 Movimientos de la rodilla en el intervalo 2.

Etapa	Movimiento de la rodilla
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos.	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

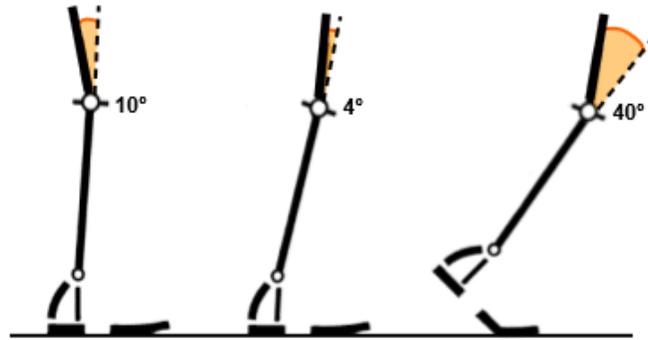


Figura 2 Segundo intervalo de movimiento de la rodilla [Hernández, 2008]

Tabla 3 Movimientos de la rodilla en el intervalo 3.

Etapa	Movimiento de la rodilla
Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

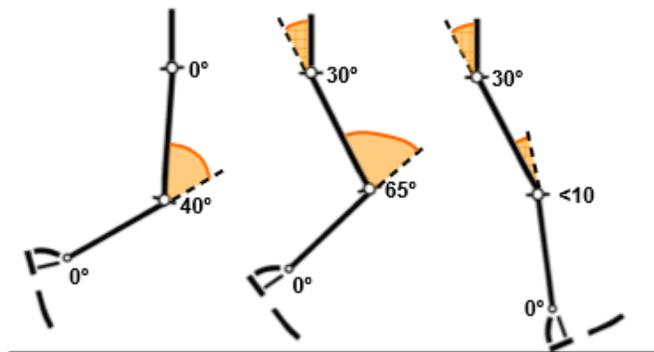


Figura 3 Tercer intervalo de movimiento de la rodilla [Hernández, 2008].

Los movimientos realizados por la rodilla durante la marcha requieren de una flexión-extensión que abarca un rango de 0° a 65° aproximadamente, sin embargo existen otros movimientos relacionados con las actividades cotidianas, los cuales requieren de otros ángulos de flexión para llevarse a cabo. El rango angular y la actividad que lo requiere se muestran en la tabla 4.

Tabla 4 Rangos angulares para la rodilla dependiendo de la actividad [Nordin, 2001].

Actividad	Rango angular
Caminar	0 - 67°
Subir escalones	0 - 83°
Bajar escalones	0 - 90°
Sentarse	0 - 93°
Probarse un zapato	0 - 106°
Subir un obstáculo	0 - 117°

Utilizando la información expuesta y estos rangos lo siguiente es proponer un diseño mecánico para la prótesis de rodilla.

2. Métodos

En esta sección se presenta la propuesta de diseño de una rodilla monocéntrica, la cual cumple con los requerimientos para los intervalos de marcha y rangos angulares, incluyendo las características mecánicas que deben cumplirse para un adecuado funcionamiento de la marcha. Con la finalidad de llevar a cabo un adecuado diseño mecánico, se utilizó el software Inventor®, mediante el cual se puede realizar el modelado de sólidos en 3D, basándose las características que se requerían que tuviera la prótesis, así como el funcionamiento que realiza cada componente.

Para iniciar con la propuesta de diseño de la rodilla protésica, primero se tomó en cuenta la funcionalidad de la rodilla humana para lograr los movimientos tradicionales de caminar, bajar y subir escaleras y sentarse, por lo que el ángulo de flexión elegido fue de 0 a 105°. Por otra parte, por cuestiones de seguridad para el futuro usuario de la prótesis, se limitó al movimiento en el plano sagital, proponiéndose además que la rodilla estuviera conformada por tres componentes: el flexor-extensor, el superior y el inferior, los cuales se describen a continuación.

Componente Flexor-Extensor

El primer elemento que se diseñó es el componente flexor-extensor, de forma que pudiera proporcionar un amortiguamiento a los impactos y que estos no se transmitieran hacia el socket-muñón del paciente. Dimensionar este componente fue primordial, ya que mediante el mismo se establecieron los espacios que

requieren los componentes inferior y superior. Se seleccionó el modo de amortiguación considerado como el más sencillo, ya que no depende de la velocidad de movimiento, además de que no contiene ningún fluido, y se propuso el uso de un resorte como elemento de restitución para la posición. En la figura 4 se muestra el diseño propuesto para el elemento flexor-extensor. Este diseño comprende una carcasa (figura 4a) que protege el vástago (figura 4b) a la vez que le permite deslizarse en su interior, ambas partes tiene soportes para alojar al resorte (figura 4c) y limitarlo por ambos lados, así como pestañas con perforaciones para fijación a los componentes superior e inferior de la rodilla.

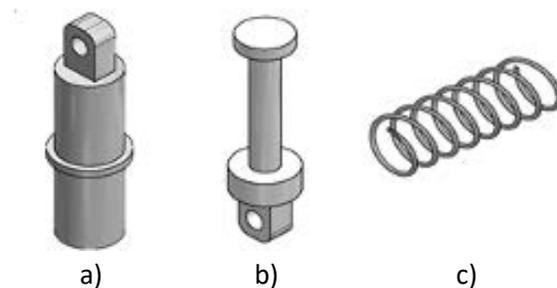


Figura 4 Elementos del componente flexor-extensor.

Componente Superior

Este componente se ubica en la parte superior de la rodilla y tiene como finalidad emular la acción de flexión del fémur en la rodilla. En la figura 5 se muestra la vista en isométrico del diseño propuesto.

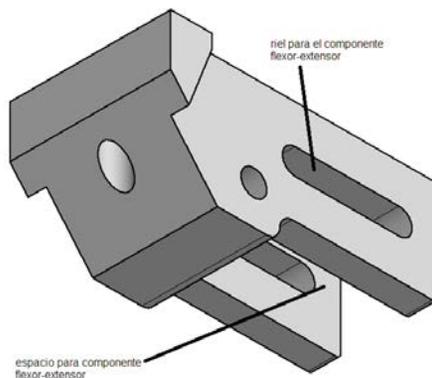


Figura 5 Vista en isométrico del elemento superior.

El elemento superior se diseñó para cumplir con las características requerida para la adaptación y funcionamiento de la rodilla, las cuales son pestañas para seguridad en el bloqueo, soporte para el componente flexor-extensor, eje articular y aditamento superior. A continuación, se describen estas características:

- Pestañas para seguridad en el bloqueo. En el diseño se estableció una pestaña de seguridad de cada lado, de tal manera que se bloquea el regreso del componente superior, manteniéndolo a un ángulo de 0° respecto del eje horizontal. La forma dos pestañas en cada lado, que funcionan para bloquear el regreso del componente superior cuando este se encuentra en flexión. Manteniendo el componente superior a 0° . Son de forma geoméricamente poligonal, donde el lado más largo es el que se acopla con el componente inferior, en la figura 6 se muestra una vista lateral del componente superior, en donde se pueden apreciar las pestanas de seguridad.

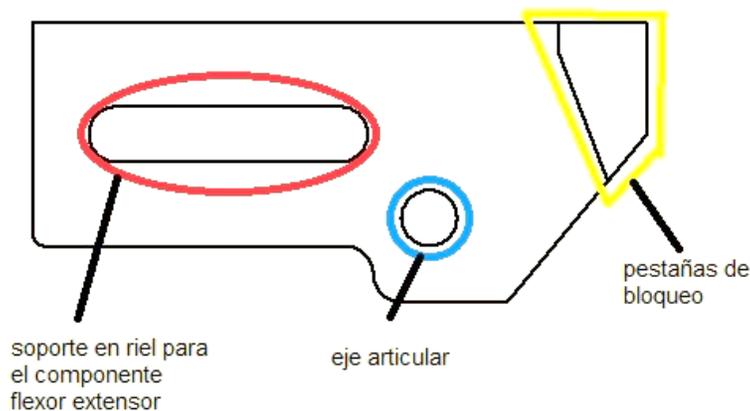


Figura 6 Vista lateral del componente superior.

- Soporte para el componente flexor-extensor. Este soporte se diseñó de tal manera que se pudiera modificar la posición angular del componente flexor-extensor, por lo que se tiene una ranura alarga que permite acercarlo o alejarlo del eje articular. Las pestañas con perforaciones, del elemento flexor-extensor, se unen con el elemento superior por medio de un perno pasado.

- Eje articular. El eje articular, es el punto donde la rodilla realiza el movimiento de flexión y no cambia de lugar sin importar el movimiento de flexión que se realice. Este eje se ubicó detrás del eje de carga, tal y como se requiere en los diseños de prótesis. Por otra parte, el eje articular, también tiene como función unir el componente superior con el componente inferior, mediante un perno pasado.
- Aditamento superior. Aunque este aditamento no forma parte del elemento superior, es importante su ubicación superior, ya que es una pirámide que sirve para alinear la parte del socket (componente de la prótesis que recubre al muñón) con la parte inferior de la pierna, la forma de unir la pirámide con el componente superior es mediante tornillos, por ese motivo en el componente superior se ubicaron ranura para acople de tornillos.

Componente Inferior

El componente inferior fue diseñado con la finalidad de emular la parte superior de la tibia, permitiendo uniones con el elemento superior y el elemento flexor-extensor. En la figura 7 se muestran las vistas lateral y frontal de este componente.

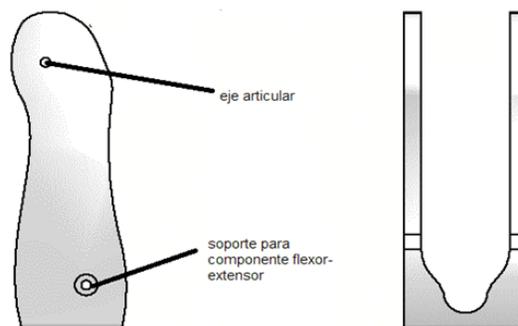


Figura 7 Vistas del elemento inferior.

Este componente también presenta orificios para el eje articular y para el componente flexor-extensor. La forma en que se diseñó fue para darle mayor estética y reducir el peso total, además se incluyeron ranuras en la parte posterior para evitar que los pernos no obstruyan la flexión total alcanzable. En la figura 8

se muestra una vista isométrica del elemento inferior, en donde se observa la ubicación de las ranuras.

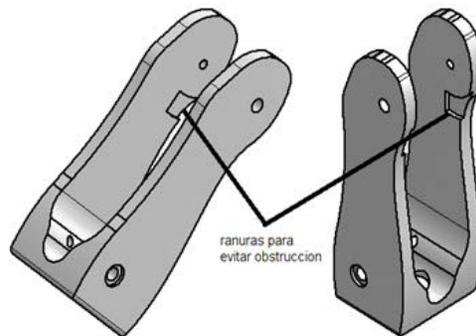


Figura 8 Vista isométrica del componente inferior.

Ensamble de la Rodilla

Después de haber definido los elementos que estarán en la rodilla mecánica, se inicia el ensamble con los tres componentes, donde se utilizan pernos para las uniones, en la figura 9 se muestran la vista lateral y frontal del ensamble, donde con una línea azul se indica el eje de carga, observando que en la vista lateral esta adelante del eje articular y en la vista frontal se encuentra centrado.

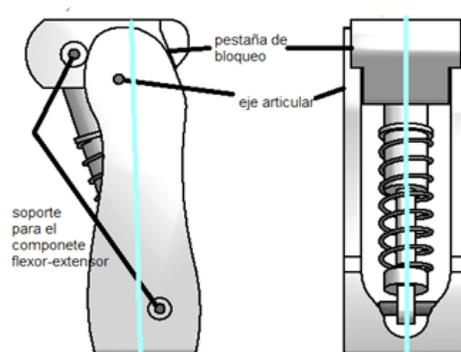


Figura 9 Ensamble de la rodilla.

Una vez que ya se tiene el diseño de los componentes de la rodilla y su respectivo ensamble, lo siguiente es realizar simulaciones numéricas para corroborar que se logra el movimiento de flexión, para posteriormente verificar los resultados que se obtienen bajo una carga.

3. Resultados

En esta sección se muestran los resultados obtenidos mediante el software Autodesk Inventor ® para la simulación de flexión y para la aplicación de carga sobre la rodilla diseñada.

Movimiento de Flexión

El movimiento en el plano sagital, ya que es donde realiza el movimiento de flexión y extensión. En la figura 10 se muestra una vista lateral del prototipo, en donde se muestran la posición de reposo a 0° y la posición flexionada a 105.5°.

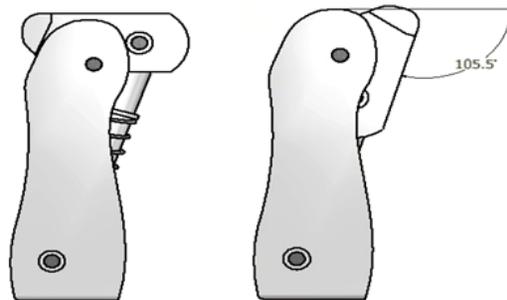


Figura 10 Vista lateral de la rodilla.

Simulación de Tensión

Para llevar a cabo esta simulación, la rodilla es sometida a una fuerza aproximada de 734 N, lo que sería equivalente a una persona cercana a los 75 kg. Se realiza el análisis de tensión aplicando la fuerza en el componente superior de la rodilla mientras se mantiene fijo el componente inferior. Cabe mencionar que el material utilizado para simular los pernos es acero.

Los resultados que arroja la simulación son: tensión de Von Mises, 1a tensión principal, 3a tensión principal, desplazamiento y factor de seguridad. A continuación, se muestran las gráficas que arroja la simulación:

- Tensión de Von Mises. En la figura 11 se muestran la vista posterior y lateral de la rodilla, en donde se observa que el rango de tensión simulada está entre 0 MPa (azul fuerte) y 135.6 MPa (Rojo).

La simulación muestra que desde una vista lateral toda la superficie tiene una tensión de 0 MPa, mientras que en la vista posterior se aprecia que las

zonas que se encuentran a mayor tensión son los pernos, lo cuales conectan el componente flexor-extensor con los componentes superior e inferior. Estas zonas en color azul claro se encuentran indicadas mediante círculos rojos.

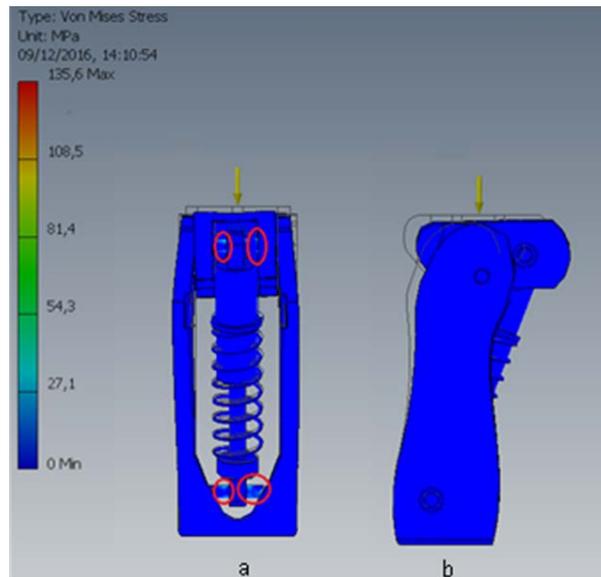


Figura 11 Vista a. posterior y b. frontal.

- 1a tensión principal. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 12, donde se observa que en la parte izquierda la escala de colores el valor mínimo de tensión está en color azul fuerte y equivale -24.4 MPa, mientras que el máximo valor de tensión se indica en color rojo y equivale 135.6 MPa, en la figura se muestra la rodilla en una vista posterior en donde la mayor parte de la rodilla se encuentra con tensión negativa (compresión), en las zonas marcadas en una circunferencia roja existe una mayor tensión ya que se encuentra de color azul claro.
- 3a tensión principal. En la figura 13 se observa el resultado que arroja la simulación para la 3a tensión principal. En la parte izquierda de la imagen, la escala de colores muestra que el rango mínimo es de -134 MPa, color azul fuerte, mientras que el rango máximo es de 134.5 MPa, color rojo. Las zonas marcadas con un círculo y un rectángulo azul es donde se concentra la mayor compresión.

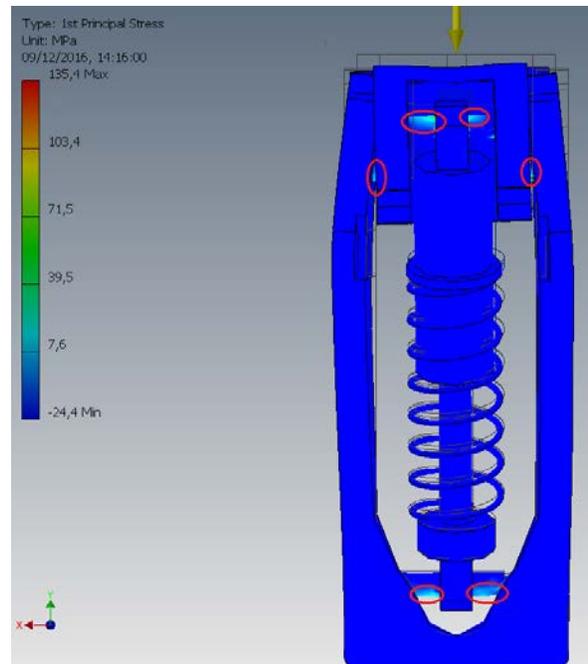


Figura 12 Primera tensión principal.

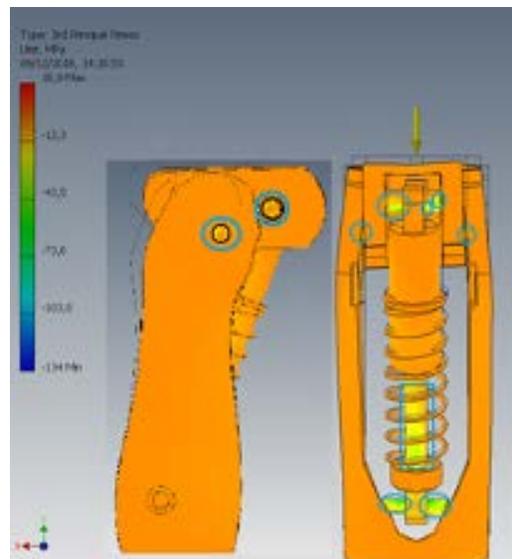


Figura 13 Tercera tensión principal, vistas lateral y posterior.

- Desplazamiento. El desplazamiento es mostrado en la figura 14, en donde en la parte izquierda de la figura la escala de colores muestra un rango de 0 a 0.2894 mm, en color azul fuerte y rojo, respectivamente. Se puede observar que el mayor desplazamiento sucede en la parte superior de la rodilla, siendo los puntos más afectados las pestañas de bloqueo y la parte

más elevada del componente inferior, mientras que en la parte inferior de la rodilla no se aprecia que exista desplazamiento.

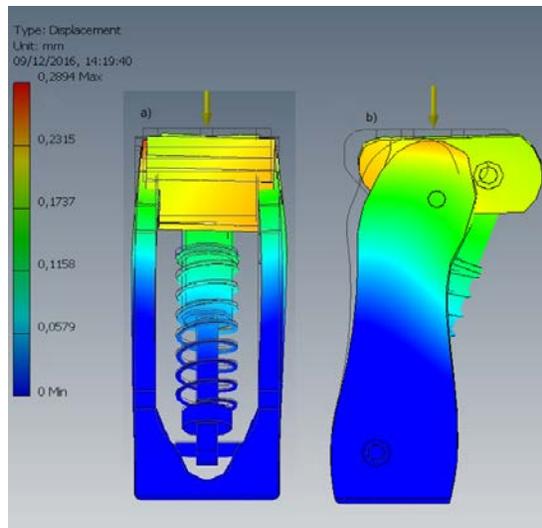


Figura 14 Desplazamiento, vistas frontal y lateral.

- Factor de seguridad. El factor de seguridad aplicado se muestra en la figura 15, donde la escala de colores tiene un rango en el cual el mínimo es 0, en color rojo, y el máximo es de 15 en color azul fuerte. Se observa que en las zonas marcadas por circunferencia naranja se tiene menor factor de seguridad que el resto de la rodilla.

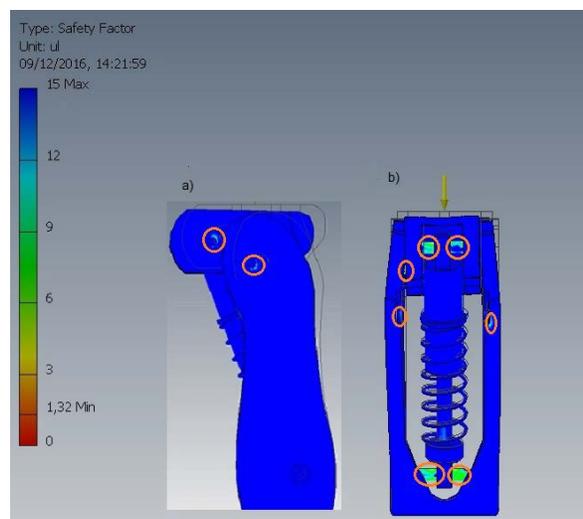


Figura 15 Factor de seguridad, vistas lateral y posterior.

Una vez que se han llevado a cabo las simulaciones de la rodilla diseñada, bajo la acción de una fuerza constante, lo siguiente es discutir los resultados obtenidos.

4. Discusión

Mediante la primera simulación para la flexión, se pudo comprobar que se logra el ángulo sobre el plano sagital que permitirá a una persona realizar los distintos movimientos, además de que se verificó que las pestañas de bloqueo actual adecuadamente para limitar la rotación dentro de los límites de diseño.

En lo que respecta a las pruebas de tensión, el prototipo diseñado presenta puntos de tensión de Von Mises solamente en los pernos, lo cual puede ocasionar una posible falla al momento de que se esté utilizando. Por otra parte, la 1a y 3a tensión principal muestra que la mayor compresión se da en la parte superior debido a que es la ubicación en donde se aplica el peso directamente. Aunado a esto se puede tener un ligero desplazamiento en la rodilla, lo cual debido a la magnitud no representaría un peligro al momento del montaje y uso de la rodilla diseñada. Finalmente, a pesar de que se tiene un número considerable de puntos con factor de seguridad menor al resto de la rodilla, tampoco es significativo, por lo que se considera que en general la rodilla diseñada puede ser construida, sin riesgo de fallo.

5. Conclusiones

El diseño mediante software especializado permite corroborar el funcionamiento de los mecanismos, por lo que resulta un paso que debe ser recomendado previo a la construcción de cualquier prototipo mecánico. Por otra parte, el uso de los nuevos materiales que han ido emergiendo recientemente, como el plástico ABS, permiten disminuir los tiempos de construcción, el peso final del ensamble y el costo de manufactura.

Sin embargo, debe tomarse en cuenta que al ser un material plástico, este no siempre tendrá las mismas propiedades de resistencia a la tensión y a la deformación como un material metálico. Esto puede corroborarse si en un trabajo a futuro, la rodilla se simula utilizando por ejemplo aluminio y acero inoxidable,

que, si bien aumentarán el peso y el costo del prototipo, también se tendrá un aumento en el tiempo de vida.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Dorador González, J. M., Robótica y prótesis inteligentes, Revista digital universitaria, vol. 6, No. 1, 2005.
- [2] García Vargas, L. A. y Vargas Duque, S. A., Diseño y simulación de un sistema controlado de amortiguación para la rodilla de la prótesis transfemoral. Tesis de Licenciatura. Universidad de la Salle, Bogotá, Colombia, 2007.
- [3] Hernández Stengele, F., Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. Tesis Licenciatura. Universidad de las Américas Puebla, México, 2008.
- [4] Menghini, M., Diseño y construcción de prototipo funcional de prótesis total de rodilla policéntrica y pie. III Jornadas de Investigación, Transferencia y Extensión de la Facultad de Ingeniería. p. 25-30, La Llata, Argentina, abril 2015.
- [5] Murthy Arelekatti, V. N. and Winter, A. G., Design of a Fully Passive Prosthetic Knee Mechanism for Transfemoral Amputees in India. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 11-14 Aug, Singapore, Singapore, 2015.
- [6] Näder, M. and Näder, H. G., Compendio de prótesis. Prótesis para miembro inferior. Berlin, Alemania: schiele & schon, 2003.
- [7] Nájera Castrejón, J. A., Diseño del control para una prótesis de rodilla tipo policéntrica. Tesis de Maestría. Universidad Nacional Autónoma de México, 2013.
- [8] Nordin, M. and Frankel, V. (Eds), Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore-USA, 2001.
- [9] Rodríguez-Sánchez, A. E, Méndez Aguirre, J. S. A. y Robles Sánchez, R., Análisis de esfuerzos en eslabones impresos en 3D para un mecanismo de prótesis policéntrica de rodilla. UTCJ Theorema, No. 3, pp. 34-41, 2016.

- [10] Sánchez Lacuesta, J. Hoyos, J. V. Viosca, E. Soler Gracia, C. Comín, M. Lafuente, R. Cortés, A. Vera, P., *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Valencia España, Instituto de Biomecánica de Valencia, 2006.
- [11] Torrealba, R. R, Pérez-D'Arpino, C, Cappelletto, J, Fermín-León, L, Fernández-López, G, and Grieco, J. C., *Through the Development of a Biomechatronic Knee Prosthesis for Transfemoral Amputees: Mechanical Design and Manufacture, Human Gait Characterization, Intelligent Control Strategies and Tests*. IEEE International Conference on Robotics and Automation. May 3-8, Anchorage, Alaska, USA, 2010.
- [12] Valencia, F, Mejía, C. y Erazo, V., *Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales*. *UIS Ingenierías*, vol. 16, no. 2, pp. 21-32, 2017.
- [13] Vega, D. Y Escobar, E. *Diseño de rodilla policéntrica, simulación y evaluación de la resistencia a la fatiga*. *RIDTEC* Vol. 11, No. 2, pp. 29-34, 2015.