

Diseño y simulación de una articulación de rodilla para prótesis externa usando herramientas CAD-CAE

F. VALENCIA, F. OLMEDO

Departamento de Energía y Mecánica,
Universidad de las Fuerzas Armadas, ESPE. Quito, Ecuador

Resumen

Alrededor del mundo existen un gran número de personas que tienen algún tipo de discapacidad física. La pérdida de un miembro inferior afecta considerablemente a la movilidad bípeda, dificultando sus actividades cotidianas y frustración en las personas generando un sin número de consecuencias tanto físicas como emocionales. El uso de una prótesis externa de tipo transfemoral aumenta la confianza, la movilidad y mejora de la autoestima. Uno de los inconvenientes en la adquisición de una prótesis son los costos elevados siendo este un gran limitante. Por esta razón es importante desarrollar prótesis inteligentes, siendo los sensores los encargados de tomar las señales biológicas del músculo para pasar al procesamiento de la señal y emitir una determinada señal para el manejo de los actuadores y de esta forma emular la caminata de una persona.

La pérdida de un miembro inferior afecta a la movilidad bípeda, y frustración en la persona generando consecuencias tanto físicas como emocionales. El uso de una prótesis externa de tipo transfemoral aumenta la confianza, la movilidad, mejora su autoestima. Uno de los inconvenientes en la adquisición de una prótesis son los costos elevados siendo este un gran limitante. Por esta razón es importante desarrollar prótesis inteligentes con el uso de micro controladores, sensores y actuadores. Al diseñar una articulación de rodilla para prótesis transfemoral y general una simulación de todas las fuerzas que intervienen en el mecanismo permite desarrollar un mecanismo funcional y tener una buena relación peso resistencia. Para el desarrollo del diseño se debe comprender la biomecánica, determinar los principales parámetros que influyen en el diseño como son las fuerzas, los momentos, los desplazamientos los ángulos que intervienen en el mecanismo, Una vez comprendido todos estos aspectos se realiza el diseño asistido por computador (CAD) de la articulación de rodilla de acuerdo a estudios antropométricos para finalmente colocar todas las cargas que intervienen en dicho mecanismo y obtener el análisis estático mediante el método de elementos finitos.

Palabras clave: Antropometría, Biomecánica, Ciclo de caminata, Prótesis Externa.

Abstract

The loss of a lower limb affects bipedal mobility and frustration in the people, generating physical and emotional consequences. The use of a transfemoral-type external prosthesis increases confidence, mobility and improves self-esteem. The main limitation for the acquisition of a prosthesis is its high cost. For this reason, it is important to develop intelligent prostheses with the use of micro-controllers, sensors and actuators. The design of a knee joint for transfemoral prosthesis and generate a simulation of all the forces involved in the mechanism allows to develop a functional mechanism and have a good weight-resistance. For the development of the design must be understood the biomechanics, determine the main parameters that influence the design as are the forces, the moments, the displacements the angles that intervene in the mechanism. Once all the topics are understood, the computer assisted design (CAD) of the knee joint is performed according to anthropometric studies to finally locate all the loads involved in this mechanism and obtain the static analysis using the Finite Element Method.

The aim of this research is development of the simulation of a mechatronic external knee prosthesis for transfemoral amputation. The prototype in process of development is considered to be an intelligent prosthesis since it is able to be controlled by signals from the biological body. The aspects considered in development are: the mechanical relationship with the human body and the human motion analysis as principal function of the prosthesis that enables to determine the forces involved in the development of the motion, the angles of knee displacement and motion speed. The strain distributions under different compressive load conditions were simulated by using the Finite Element Method.

Keywords: Anthropometry, Biomechanics, Gait cycle, External Prosthesis.

Correspondencia:

F. Valencia / F. Olmedo

Emails: viniciovale@hotmail.com, fvvalencia@utn.edu.ec / jfolmedo@espe.edu.ec

Introducción

La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) informa que del total de amputados de las extremidades inferiores, entre 40% y 85% están relacionadas con la diabetes, otro gran porcentaje de las amputaciones de extremidades inferiores ocurren por una atención médica tardía de lesiones en pies, principalmente en personas que padecen diabetes, otras causas son las enfermedades de los vasos sanguíneos llamadas enfermedades vasculares periféricas o PVD, la diabetes como se mencionó anteriormente, los coágulos de sangre, otra causa son las heridas o traumatismos, muchas veces se producen traumatismos severos ocasionados por accidentes de tránsito o por explosiones a causa de minas.[1]

Las prótesis biónicas o rodillas con microprocesadores aumenta la confianza al caminar, aumenta la movilidad del usuario, reduce la demanda cognitiva al caminar, mejoran el autoestima, aumenta la velocidad de marcha en terrenos irregulares, mejoran el patrón de marcha al descender escaleras, disminuyen las caídas, produce una mayor satisfacción del usuario y produce un menor consumo de oxígeno un ejemplo claro de este tipo de prótesis es la denominada GENIUM de OTTOBOCK que dispone de un sistema inteligente controlado por microprocesador, este sistema integra muchas innovaciones técnicas y tecnológicas como sensores, ordenadores y control con el objetivo de reducir las diferencias entre las funciones naturales del cuerpo humano y la situación artificial. Estos avances permiten que las personas que han tenido una amputación de este tipo, por primera vez podrán emular el dar un paso de la manera más parecida a la forma biológica natural. Este sistema de prótesis para pierna integra el llamado CAA (computer-aided alignment) que incorpora todas las ventajas del producto a través de la adaptación a medida de la prótesis. [2]

Al tener la simulación de la rodilla permite comprender de mejor forma la biomecánica y desarrollar la geometría, determinar el diseño, y en corregir este por software antes de pasar a la fabricación del mismo.

La investigación en la biomecánica tiene como objetivo mejorar los conocimientos del cuerpo humano, la biomecánica del sistema músculo-esquelético requiere un buen entendimiento de la mecánica básica, se usa la física para describir las fuerzas internas del cuerpo humano, estas fuerzas permiten comprender la condición de carga de los tejidos blandos y sus respuestas mecánicas. [8]

Al ser un campo bastante extenso el desarrollo de una prótesis biónica, se ha ramificado en varias líneas de investigación, siendo una de estas áreas el desarrollo de la articulación de rodilla para posteriormente acoplar el actuador que permita generar movimiento y pueda emular los movimientos de una pierna sana. Para llegar a desarrollar el mecanismo de articulación de rodilla se debe analizar la marcha humana, obtener los principales parámetros como son las fuerzas que actúan en el mecanismo, los ángulos, el desplazamiento, la velocidad, el menor peso posible, y comprender la marcha humana para diseñar y simular una articulación de rodilla. [9]

Materiales y métodos

Parámetros principales en la marcha humana

Los parámetros que se consideran para este estudio son los que se nombra a continuación:

- Tipo de caminata, Walky 1; el usuario de prótesis es capaz de usar para caminar sobre una superficie completamente plana a un paso continuo. [5]
- Grados de libertad en la articulación de rodilla; el primer grado de libertad, está condicionado por el eje transversal XX' , este movimiento es denominado como flexo-extensión y se genera entre la extensión completa a la flexión completa de la rodilla que va de 0 grados a 140 grados aproximadamente. El segundo grado de libertad es la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que sólo aparece cuando la rodilla se encuentra flexionada, este movimiento se denomina de abducción y aducción afectado por la cantidad de flexión en la articulación, cuando la pierna se encuentra extendida impide casi todo el movimiento en el plano frontal, la abducción y la aducción pasiva aumenta con la flexión de rodilla hasta

30 grados. [3]

- La rodilla trabaja esencialmente bajo compresión, ya que soporta todo el peso de la persona.

- Las actividades cotidianas requieren un rango de movimiento desde la extensión completa hasta el menor ángulo que es alrededor de 117 grados de flexión. [3]

- Observando la figura 2 se tiene el menor ángulo de 0 grados y el mayor ángulo generado en el ciclo de la marcha de 46 grados, entre el 60% y 80% del ciclo de la marcha. Este análisis es realizado al tipo de caminata 1. [10]

- Observando la figura 3 se tiene el mayor momento generado en el ciclo de la marcha que es al inicio, 12.5%, 37.5%, y al 100%.

Selección del material

Como base principal se considera los materiales que usan los grandes fabricantes de prótesis, siendo los más destacados el aluminio, el acero inoxidable, y por supuesto el titanio siendo unos de los más ligeros y resistentes, pero esto quiere decir que es uno de los materiales más costosos. Se valida la información de los materiales por software, realizando graficas como, peso – resistencia, costo - resistencia, estas gráficas permiten una visión completa del universo de materiales (figura 1),

claro que salen varios materiales compuestos, siendo el inconveniente la adquisición de estos materiales. Para culminar con la selección del material se consultó en el mercado local la disponibilidad de éstos, y también considerando el proceso de fabricación, ya que se pretende realizar la articulación de rodilla mediante mecanizado, para posteriormente realizar los diferentes ensayos y por último realizar el molde de la articulación de rodilla, para una producción en serie. [4]

Una vez desarrollado el CAD, es necesario colocar el material con el cual se pretende materializar el diseño mencionado. En este caso el material adecuado es el aluminio 7075-T6, el cual es usado en Ecuador para matricería por sus propiedades mecánicas, las cuales se menciona a continuación: [13]

Nombre: 7075-T6

Categoría: Aleación de aluminio

Criterio de fallos: Tensión de Von Mises máxima.

Módulo elástico: 72 GPa

Coefficiente de Poisson: 0.33

Módulo cortante: 26,9 GPa

Densidad: 2810 kg/m³

Límite de tracción: 570 MPa

Límite elástico: 505 MPa

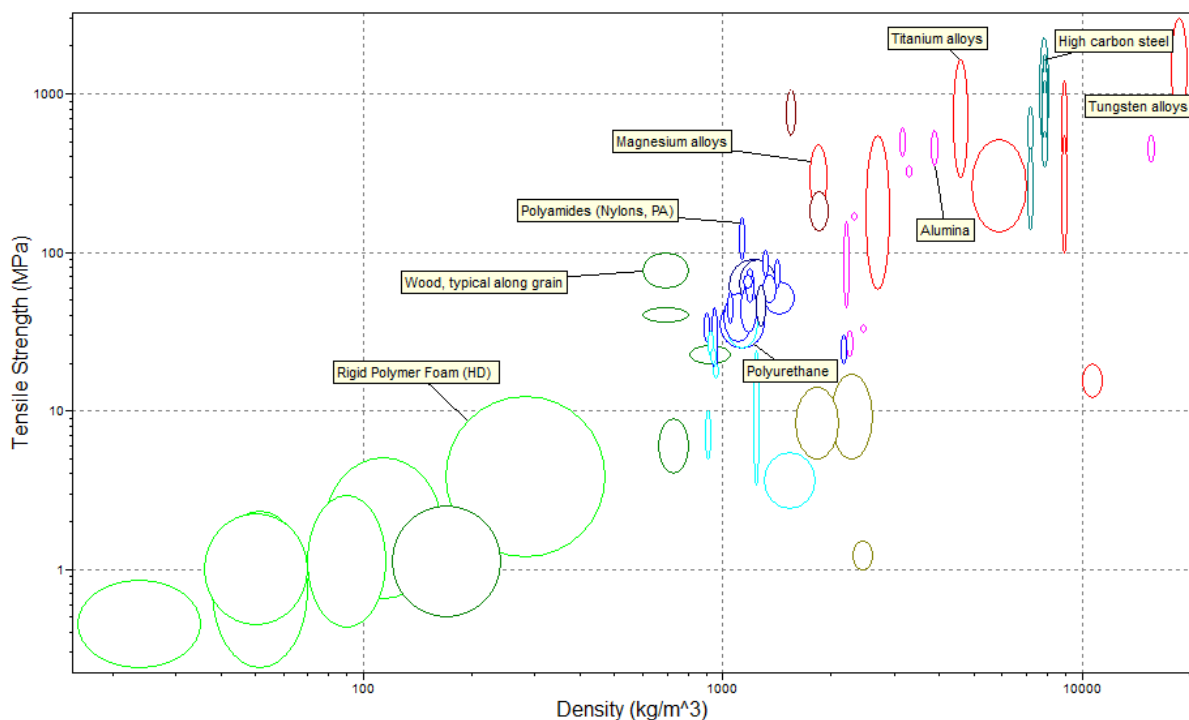


Figura 1. Tensión versus densidad. [6]

Diseño asistido por computador

Se desarrolló una serie de bocetos con medidas aproximadas de acuerdo a los parámetros dados en el ciclo de la marcha y las medidas antropométricas. El diseño inicia con las longitudes dadas por estudios antropométricos, y considerando las fuerzas que actúan sobre el mecanismo. Este mecanismo se fue solidificando generando diferentes partes de

la articulación de rodilla, una vez obtenido el mecanismo se lo lleva a un análisis estático, cargando el material adecuado a cada elemento de la articulación de rodilla, colocando las cargas dadas en el estudio de la marcha, y finalmente realizando el análisis; como el factor de seguridad y los desplazamientos. Este proceso de mejoramiento continuo lleva un tiempo considerable, porque es un proceso con

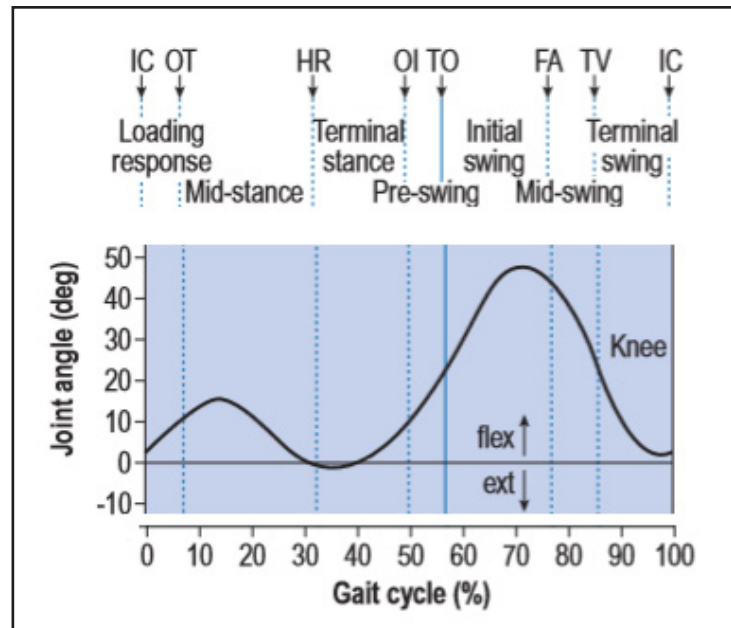


Figura 2. Ángulos en el plano sagital de la articulación de rodilla durante el ciclo de la marcha de una persona sin problemas patológicos. [16]

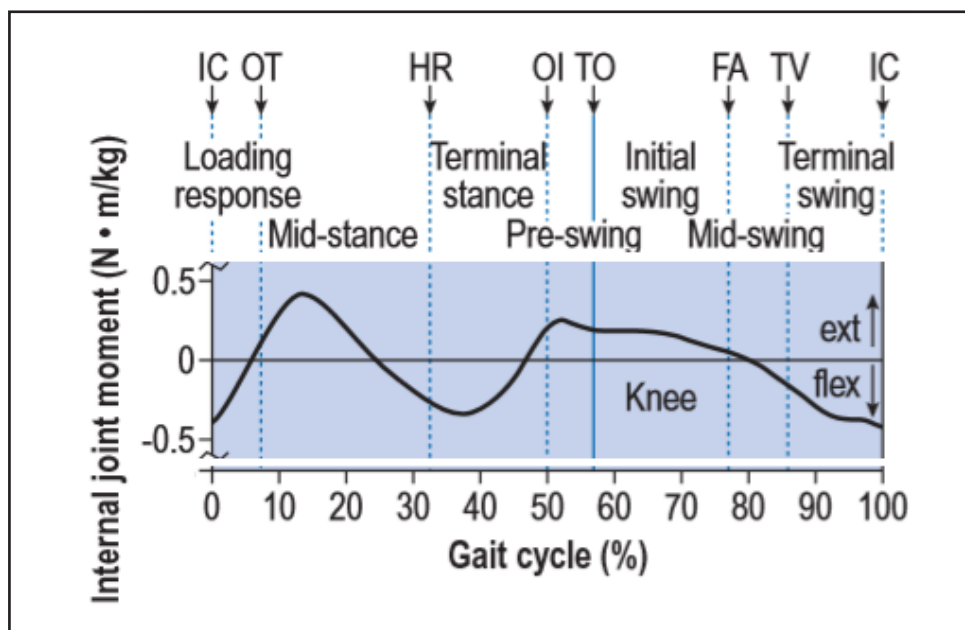


Figura 3. Momento versus ciclo de la marcha de la articulación de rodilla de una persona sin problemas patológicos. [16]

retroalimentación, inicia en el croquis, pasa por la solidificación, al ensamble, luego las restricciones, las cargas en el sistema, el malla-do, y los resultados, en caso de que hay exceso de material, o baja resistencia en el mecanismo, el proceso se repite realizando cambios en el croquis y el proceso continua, llevando de esta forma mucho tiempo computacional hasta conseguir cada vez un diseño que satisfaga las necesidades. Una gran ventaja al tener un sistema CAD-FEA integrado ya que permite realizar cambios al instante, e interactuar en cada paso. [13]

Resultados y análisis

Se considera los datos mencionados a continuación de un paciente promedio: [11]

- Masa: 72.84 kg.

- Estatura: 1.72 m
- Altura de la rodilla: 0.52 m
- Masa del muslo, pierna y pie: 11.65 kg
- Velocidad media a pie: 4 a 5 km/h (nivel 1 de caminata)

Se toma como las gráficas más importantes en este estudio citando la figura 2 y figura 3 las cuales mediante intervalos de 2.5% se obtiene los ángulos para el análisis de éstos. Se obtienen gráficamente los valores, como se muestran en la figura 4, para tener los puntos más relevantes en el trayecto de la caminata humana.

Se analiza estos datos que indican el momento versus el ciclo de la marcha, y es necesario obtener los valores para definir los puntos con mayor esfuerzo para estos datos ser pasados al diseño, como se observa en la figura 5.



Figura 4. Ángulo versus ciclo de la marcha de la articulación de rodilla de una caminata normal.

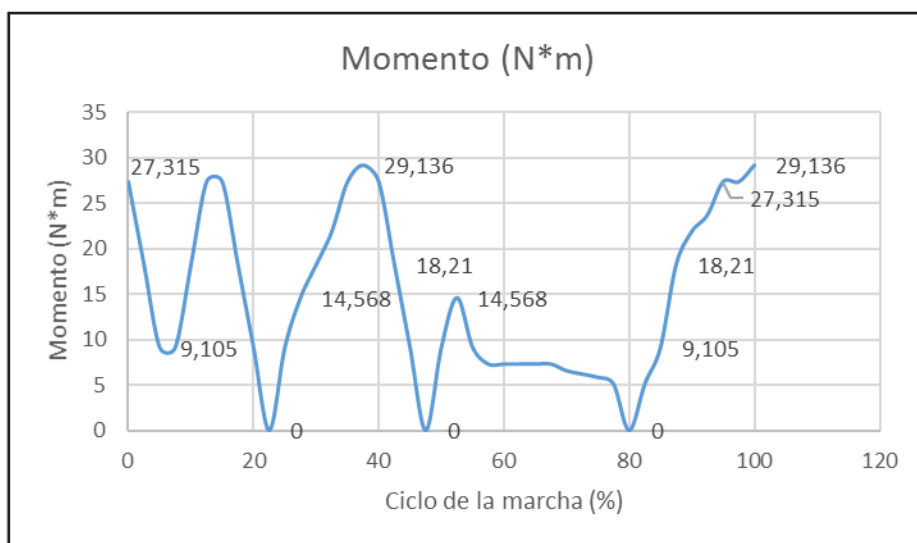


Figura 5. Momento versus ciclo de la marcha de la articulación de rodilla en una camina normal.

Análisis cinemático

Se esquematiza dicha articulación (ver figuras 5-7), permitiendo determinar las trayectorias del mecanismo, los ángulos, y desplazamiento del actuador. [12]

Como se muestra en la figura 6,7 y 8, se tienen los siguientes datos:

Siendo:

- K= Ángulo generado durante el ciclo de la marcha.
- r1= 0.207 m, longitud base de la articulación de rodilla.
- r2= 0.050 m, longitud de parte móvil de la articulación de rodilla.
- c= desplazamiento del actuador

Entonces:

$$\delta = 90 - k$$

$$c = \sqrt{r_2^2 + r_1^2 - 2r_1 \cdot r_2 \cdot \cos(\delta)}$$

De esta forma se determina “c” dando la longitud correcta que debe tener el actuador lineal de acuerdo al ángulo generado durante el ciclo de marcha. Es necesario determinar el ángulo “β” para el análisis de fuerzas siendo:

$$\beta = \sin^{-1}(r_2 \cdot \sin \delta / c)$$

Resultados

Se puede dividir en tres partes al ciclo de la marcha, definido este por la carga durante el ciclo de la marcha, siendo de esta forma la primera división con respuesta a la carga, estancia media, pre-balanceo – balanceo, estas condiciones representa la variación de la fuerza en la articulación de rodilla, dependiendo directamente del ciclo de la marcha.

Siendo:

- M1: Momento dada por figura 2
- Fm1: Es la fuerza necesaria para generar dicho momento.
- r2: 0.050 m
- F1: Fuerza ejercida por el peso de la persona.
- M1 = Fm1•r2

Las componentes de las fuerzas dependen directamente del ángulo del mecanismo de la

articulación de rodilla.

Siendo:

K = el ángulo durante la caminata

Entonces:

$$\sum f_x = 0$$

$$F1x + Fm1x - Rx = 0$$

$$\sum f_y = 0$$

$$-F1y - Fm1y + Ry = 0$$

Fa=Fuerza del actuador.

$$Fa = Ry / \cos \beta$$

Resumiendo, el análisis de fuerzas y momentos se representa en la figura 10, el cual indica el ángulo de la articulación de rodilla versus las fuerzas que actúan en dicha posición, los puntos más representativos como se puede observar se encuentra cuando la articulación de rodilla tiene un ángulo de 2.5 ya que actúan las fuerzas tanto generadas por el momento y por la fuerza generada por el peso de la persona.

CAD (diseño asistido por computador)

Se indica a continuación cada una de las partes que constituyen la articulación de la rodilla, empezando por la parte superior que representa la parte móvil del mecanismo, luego la base de la articulación de rodilla, incluyendo los acoples de tipo pirámide, los encargados de la sujeción al resto de elementos que conforman la prótesis de rodilla, y la representación gráfica del actuador, la cual permite tener una visión mucho más clara (figura 12).

Condiciones de fronteras

Para el caso de este estudio se considera los elementos de conexión y alineación los cuales se denomina acople pirámide “Socket Adapter rotatable” y el “socket adaptador” (figura 13), para la conexión de la parte superior de la prótesis, se considera también una fuerza de compresión la cual está dada por el peso total de la persona. [14]

Mallado

Para determinar el mallado se realizó con una relevancia de 10 entre -100 hasta 100, ya que si se realiza un mallado mucho más fino el tiempo de procesamiento computacional se

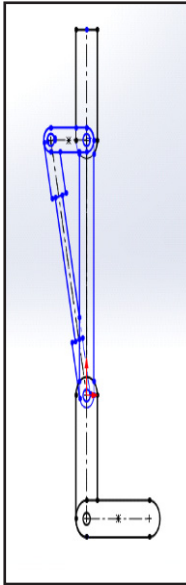


Figura 6. Prótesis transfemoral.

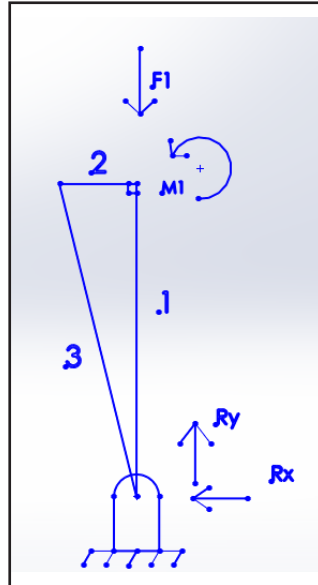


Figura 7. Diagrama de Fuerzas

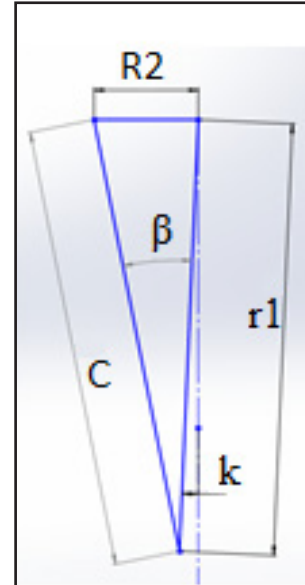


Figura 8. Ángulos y longitudes

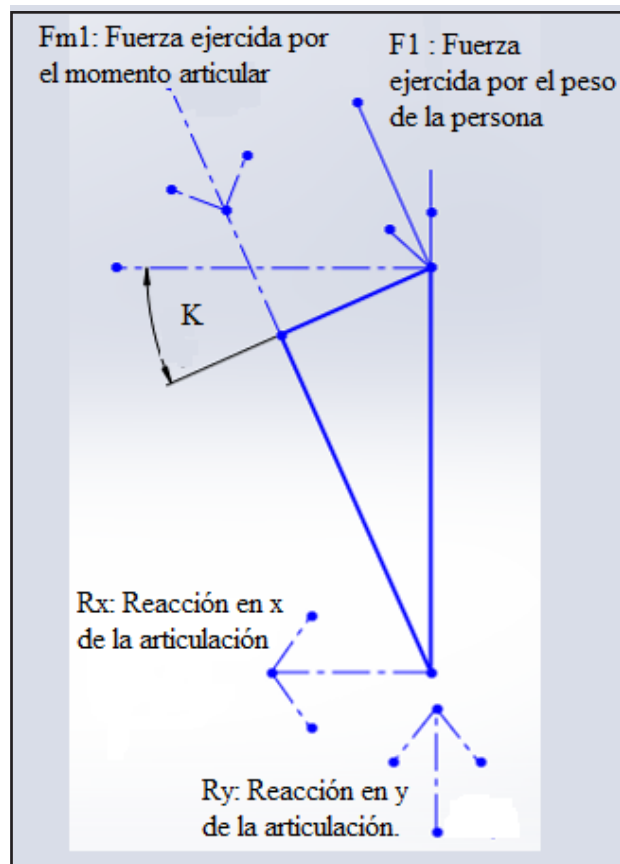


Figura 9. Componentes de fuerzas articulación de rodilla.

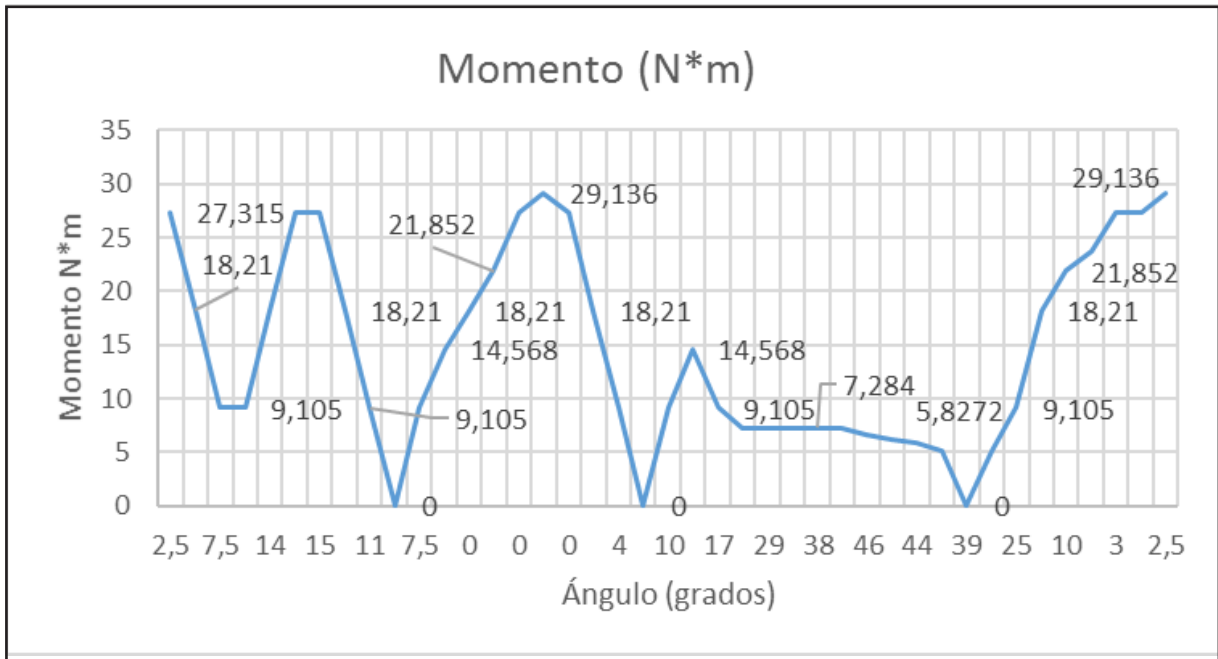


Figura 10. Ángulo versus momento.

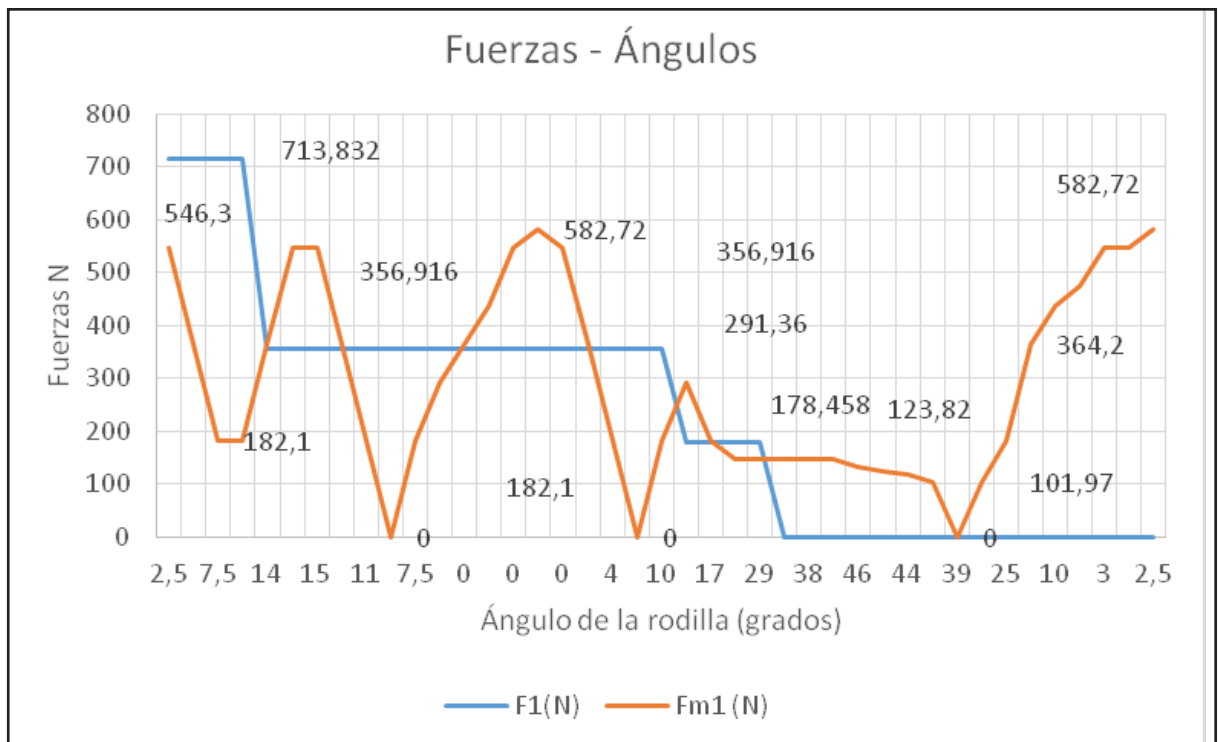


Figura 11. Fuerzas versus ángulos

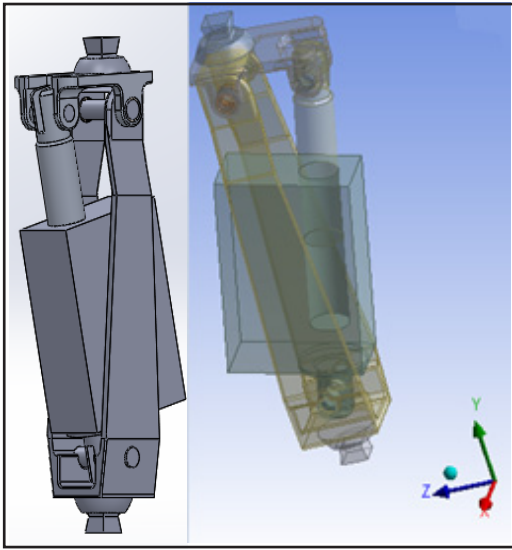


Figura 12. Articulación de rodilla monocéntrica



Figura 13. Socket rotatable – socket adaptador.

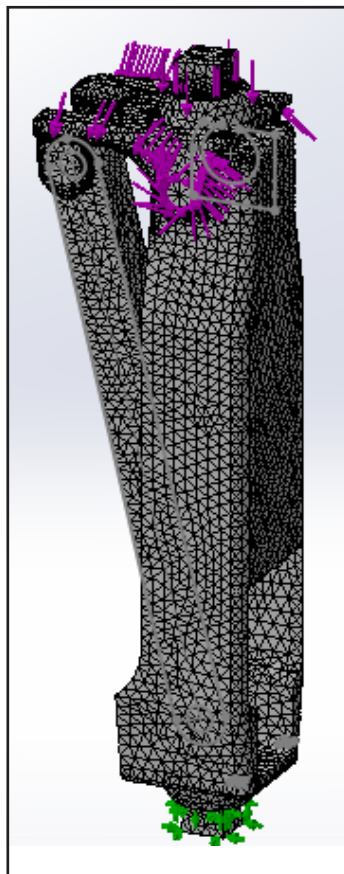


Figura 14. Mallado de articulación de rodilla.

incrementa considerablemente (figura 14):

- Numero de nodos: 43036
- Número de elementos: 21543

Deformación

Se obtiene los valores mínimos y máximos para el mecanismo, dando como valor mínimo de deformación 0 (m), y como valor máximo de deformación 0.00024 (m) es un valor prácticamente despreciable en la articulación

de rodilla (figura 15).

Equivalente de Von Mises

La teoría de la máxima energía de distorsión puede considerarse un refinamiento del criterio de Tresca, de acuerdo con este criterio una pieza resiste estructuralmente en términos de la llamada Von Mises, dando para este caso un esfuerzo máximo de 70 MPa (figura 16).

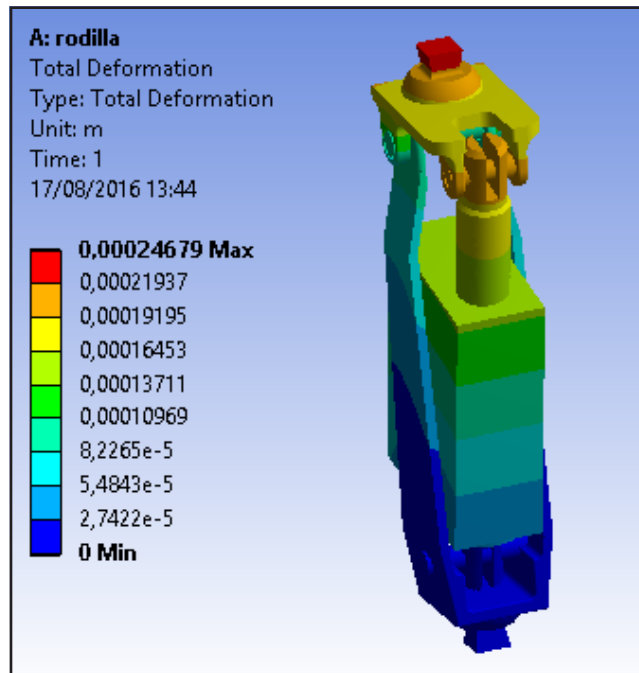


Figura 15. Deformación total.

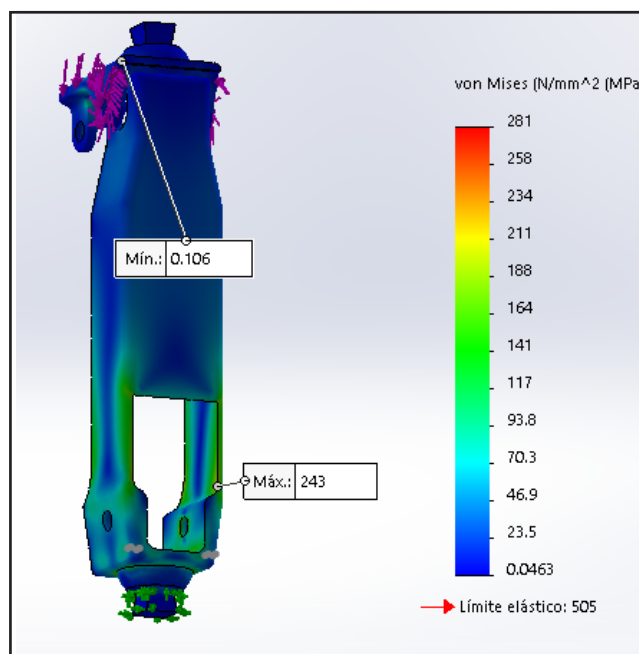


Figura 16. Equivalente de von Mises

Factor de seguridad

Se obtiene un factor de seguridad mínimo en los elementos principales de la articulación de rodilla siendo:

La figura 17 muestra el factor de seguridad mínimo de la articulación de rodilla en el ensamble:

$$F_{s_{min}} = 2$$

Como se observa en la gráfica a continua-

ción se tiene un factor de seguridad mínimo de 3 en la parte móvil (figura 18).

Se ha realizado un análisis en la zona que tiene el factor de seguridad más bajo para tener un factor de seguridad más real (figura 19).

A continuación se observa el factor de seguridad en la parte base de la articulación de rodilla, dando un factor de seguridad de 2, y se analiza la zona en la que se encuentra el factor de seguridad mínimo (figuras 20 y 21).

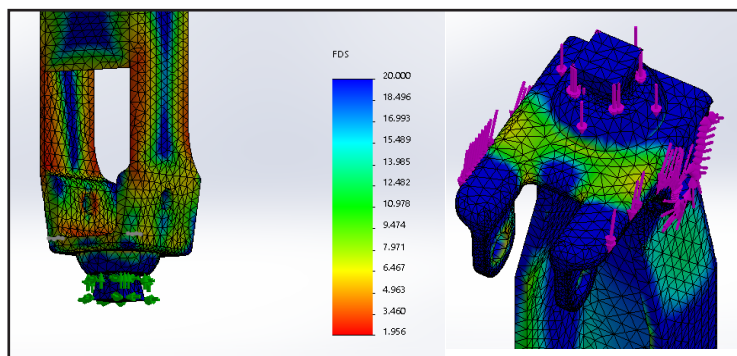


Figura 17. Factor de seguridad en articulación de rodilla.

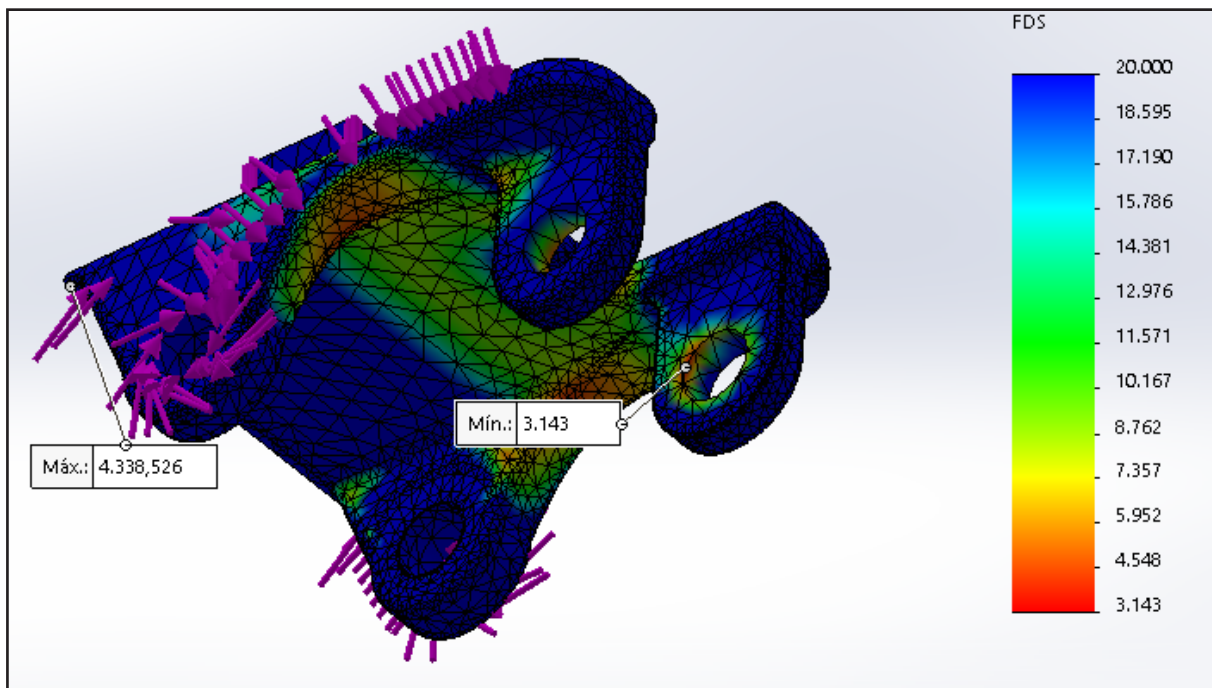


Figura 18. Factor de seguridad, parte móvil

	Valor	
Suma:	141.96	
Avg	7.8865	
Máx.	10.495	
Mín.	3.1428	
Valor RMS (media cuadrática)	8.169	

Figura 19. Parte móvil, zona representativa

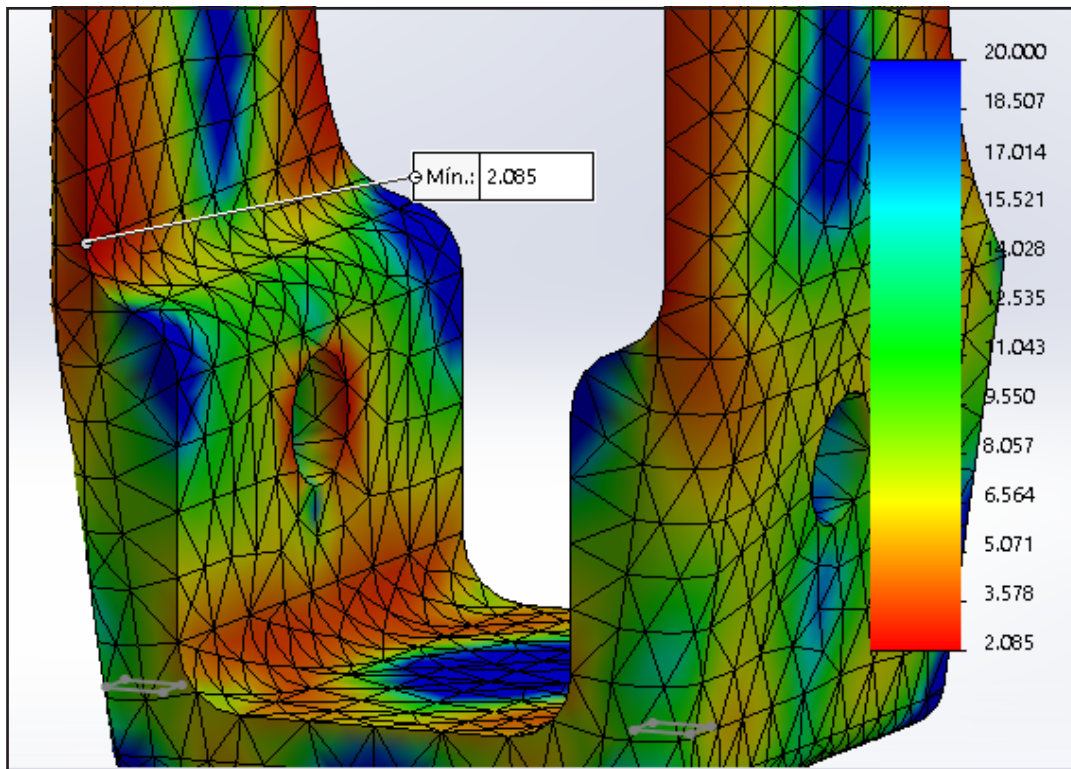


Figura 20. Factor de seguridad, Base rodilla

	Valor
Suma:	53.474
Avg	2.8144
Máx.	3.2789
Mín.	2.085
Valor RMS (2.8371

Figura 21. Base rodilla, zona representativa

Fatiga

La falla por fatiga resultante de carga variable. En elementos de máquinas se producen esfuerzos que se llaman esfuerzos variables, repetitivos, alternantes o fluctuantes. A menudo se encuentran que los elementos de máquinas han fallado bajo la acción de esfuerzos repetidos o fluctuantes, el análisis más cuidadoso revela que los esfuerzos máximos reales estuvieron por debajo de la resistencia última del material y con mucha frecuencia incluso por debajo del límite elástico. [15]

Existen tres métodos: Método de la fatiga-vida, método de la deformación-vida, y método de la predicción de la mecánica de la fractura, con que se intenta predecir la vida en números de ciclos (N) hasta la falla.

- Fatiga de bajo ciclaje $1 < N < 10\ 000$
- Fatiga de alto ciclaje $N > 10\ 000$

El método de la mecánica de la fractura se usa cuando ya se ha detectado una grieta o fisura. Para determinar en número de ciclos se va a graficar los esfuerzos cíclicos (figura 22).

Siendo: ϑ_{max} : Esfuerzo máximo
 ϑ_{min} : Esfuerzo mínimo
 ϑ_a : Esfuerzo amplitud
 ϑ_m : Esfuerzo medio

Entonces:

$$\begin{aligned}\vartheta_{max} &= 70\text{ MPa} \\ \vartheta_{min} &= 0.01\text{ MPa} \\ \vartheta_a &= (\vartheta_{max} - \vartheta_{min}) / 2 = 34.995\text{ MPa} \\ \vartheta_m &= (\vartheta_{max} + \vartheta_{min}) / 2 = 35.005\text{ MPa}\end{aligned}$$

Se determina el factor de seguridad por Goodman modificado:

$$\frac{\vartheta_a}{S_e} + \frac{\vartheta_m}{S_u} = \frac{1}{n}$$

Dando un factor de seguridad de 5.7

Para determinar los ciclos de vida de dicho material se usa la curva S-N para aluminio 7075-T6.

Siendo $S_e = 285\text{ MPa}$ y si se compara con la figura 23 el número de ciclos antes de producir la falla oscila en los 100 000 de ciclos.

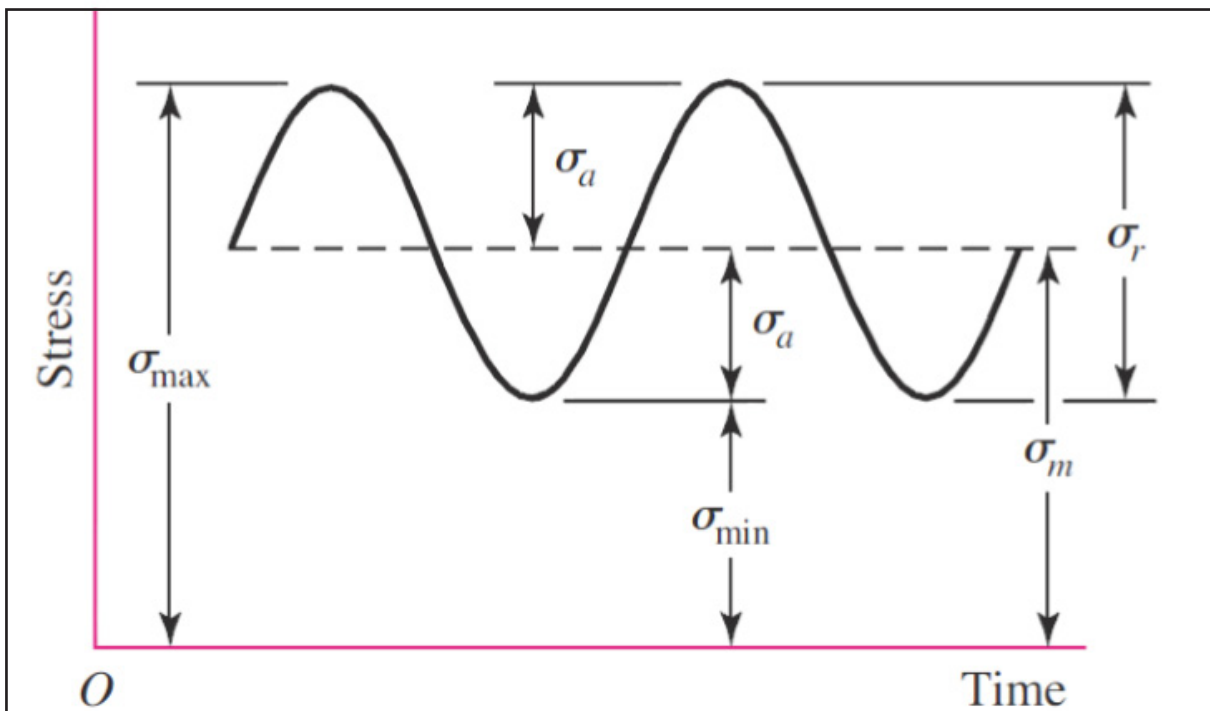


Figura 22. Esfuerzos cíclicos [15]

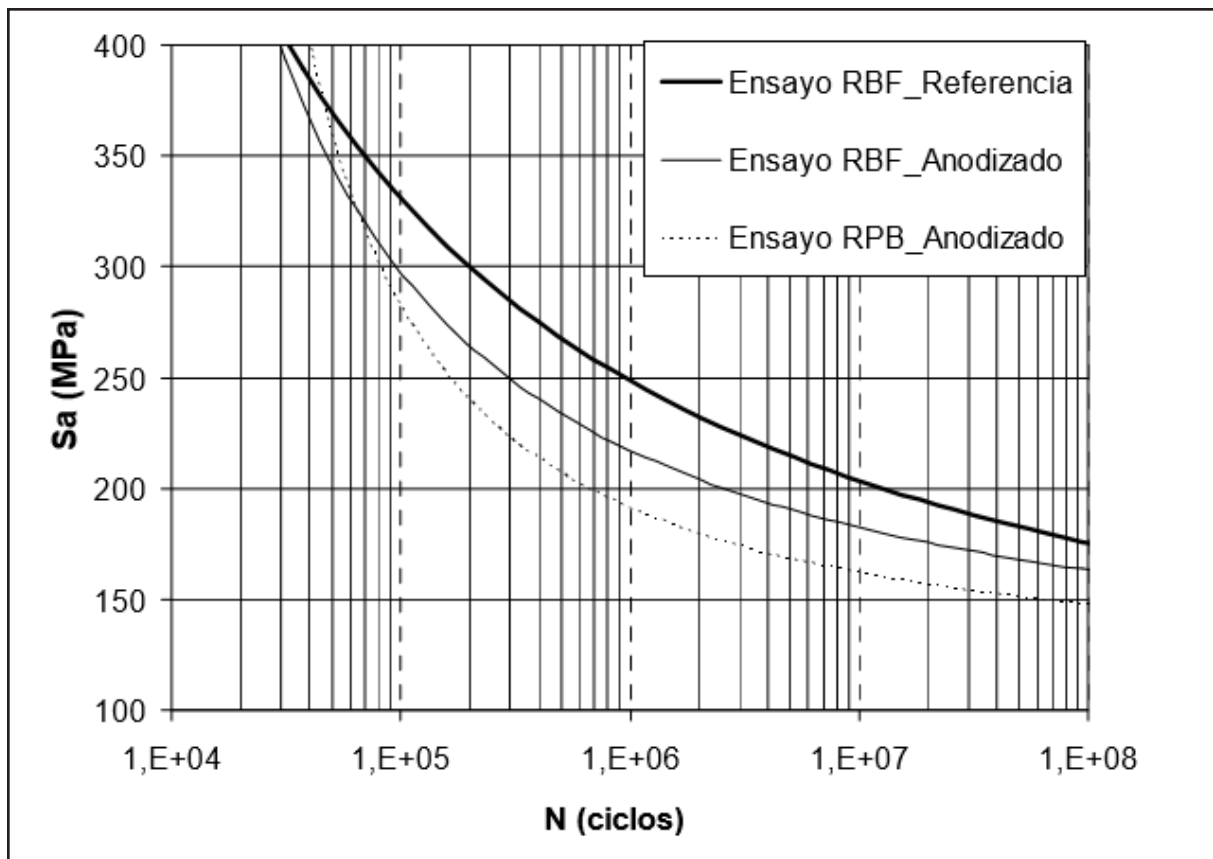


Figura 23. Curva S-N para aluminio 7075-T6. [17]

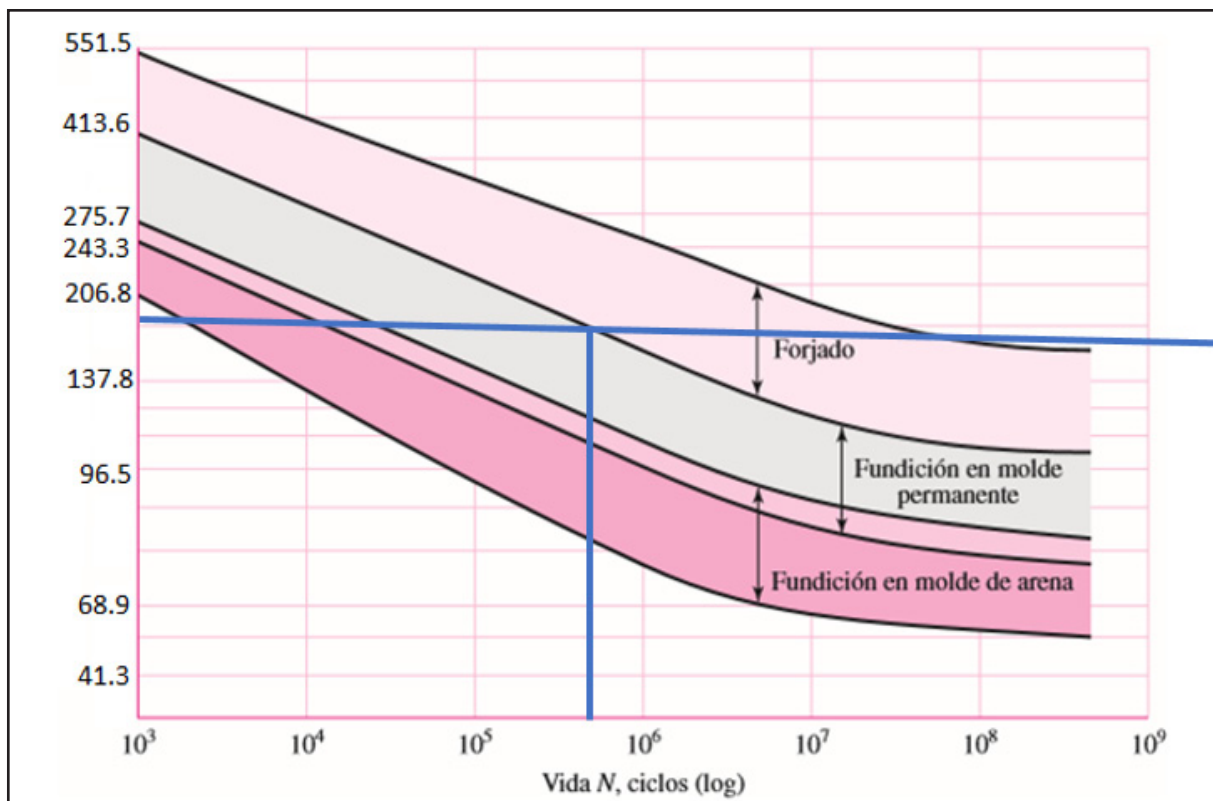


Figura 24. Curva S-N de aleaciones representativas de aluminio, S_e (MPa) versus ciclos de vida, excluyendo las aleaciones forjadas con $S_{ut} < 262$ MPa. [15]

De la misma forma se podría usar la siguiente gráfica para determinar el número de ciclos, considerando que $S_e = 285$ MPa, y si se observa la gráfica se tiene un ciclo de vida superior a 10^5 ciclos, ya que el proceso de fabricación de este material es por forjado. Esto quiere decir que el mecanismo de articulación de rodilla se debe usar hasta que haya cumplido los 10^5 ciclos (figura 24).

La Ecuación de Marin identifica los factores que relacionan los efectos de la condición superficial, tamaño, tipo de carga, temperatura, y efectos varios. De manera experimental, la ecuación de Marin se representa de la siguiente forma:

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

Siendo:

k_a : factor de modificación de superficie

k_b : factor de modificación de tamaño

k_c : factor de modificación de carga

k_d : factor de modificación de la temperatura

k_e : factor de confiabilidad

k_f : factor de modificación de efectos varios

S'_e : límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria

S_e : límite de resistencia a la fatiga en la ubicación crítica

$$S'_e = 0.5 \cdot (S_{ut})$$

$$S_e = 0.6708 \cdot 1 \cdot 285 \text{ MPa}$$

$$S_e = 191,178 \text{ MPa}$$

Se calcula por el método de Marin, obteniendo $S_e = 191.178$ MPa como resultado del análisis por fatiga.

Conclusiones

Al analizar la biomecánica de la articulación de rodilla permite encontrar los principales parámetros, comprender el funcionamiento y desarrollar un mecanismo que pueda emular el funcionamiento de la articulación de rodilla.

Los parámetros principales en la marcha humana para este estudio se define desde el tipo de caminata siendo este nivel 1 que es en superficies completamente planas, otro parámetro son los desplazamientos angula-

res a través del eje transversal XX' denominado como flexo-extensión este ángulo va de 0 grados a 46 grados entre el 60% y 80% del ciclo de la marcha, las fuerzas que actúan en la articulación de rodilla son principalmente dos la producida por el peso de la persona, y la segunda fuerza principal es la generada por los músculos y tendones, estas fuerzas dependen directamente del ángulo durante el ciclo de la marcha humana siendo las de mayor influencia cuando la articulación de rodilla se encuentra al inicio al 12.5%, 37.5% y al 100% del ciclo de la marcha.

El material más adecuado para la fabricación de la articulación de rodilla es el aluminio 7075-T6 siendo sus principal propiedad la resistencia a la tracción (zona elástica), con 503 MPa y una densidad de 2810 kilogramos / metro cúbico, esta relación peso resistencia es una de las mejores en comparación con materiales como el acero inoxidable, o el titanio. Pero este último sería uno de los mejores materiales pero es difícil de conseguir en el mercado local.

Con la utilización de herramientas computacionales como el CAD-CAE-FEA, se pudo simular, analizar, y realizar un diseño funcional de manera interactiva para el desarrollo de una articulación de rodilla, con un factor de seguridad global de 2.8, y una masa total de 0.493 Kg.

Referencias

1. **Stang-Alva MF.** Las personas con discapacidad en América Latina: del reconocimiento jurídico a la desigualdad real. Ed. CEPAL Naciones Unidas. Santiago de Chile, 2011.
2. **Ottobock.** <http://www.ottobock.com/es/> (recuperado 8 de mayo de 2016).
3. **Nordin M, Frankel VH.** Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético. Ed. Mc Graw Hill / Interamericana de España, Madrid, 2004.
4. **Aceros Boehler Undeholm S.A., 2016.**
V. Streifeneder, V. S. Streifeneder. www.streifeneder.com (recuperado 8 de mayo de 2015).
5. **Ashby MF.** CES Edupack 2013, Granta Teaching Resources.
6. **Altamirano A, Leija L, Vera A., Muñoz R, Valentino A.** Prótesis Biónica de Rodilla de bajo costo basada en mecanismos policéntricos. Health Care Exchanges (PAHCE), 2012 Pan American, DOI: 10.1109/PAHCE.2012.6233447.

7. **Claudia PM.** Biomecánica clínica de la Rodilla. Universidad del Rosario, Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano, 2008.
8. **Chien MS, Erdemir A, van den Bogert AJ, Smith WA.** Development of dynamic models of the Mauch prosthetic knee for prospective gait simulation. *J Biomech* 2014;47(12):3178–3184.
9. **Kapandji AI.** Fisiología Articular. Ed. Médica Panamericana, París, 2006.
10. **Lema D.** Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas, y afroecuatorianos de la región sierra del Ecuador. MSc Thesis. Univ. S. Francisco de Quito, 2013.
11. **Norton L.** Diseño de Maquinaria. E.d McGraw-Hill, México DF, 2004.
12. **Kalpakjian S, Schmid SR.** Manufactura, ingeniería y tecnología. Ed. Pearson Educación, México DF, 2008.
13. **Gaviria BA,** Dinámica de un cuerpo rígido. Ed. Universidad de Antioquia, Instituto de Física, 2012.
14. **Budynas RG, Nisbett JK.** Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 8a Edición. Ed. McGraw-Hill Interamericana, México DF, 2008.
15. **Whittle MW.** Gait Analysis. An introduction. Ed. Elsevier, Butterworth-Heinemann, 2007.
16. **Toledano M, Arenas MA, Galán JJ, Ramirez L, Borja SM, Conde A, Monsalve A.** Resistencia a fatiga de la aleación de Aluminio 7075-T6 en función del tipo de ensayo y espesor del recubrimiento. XXVII Iberian Conference on Fracture and
17. **Structural Integrity. Porto:** Portugal, 2010.