

Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla

Livingston Castro Valladares ⁽¹⁾, Federico Camacho Brausendorff, M.Sc. ⁽²⁾
Facultad de Ingeniería Mecánica y Ciencias de la Producción ^{(1), (2)}
Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)
Campus Gustavo Galindo, Km 30.5 vía Perimetral
Apartado 09-01-5863. Guayaquil-Ecuador
M.Sc. Mechanical Engineering ⁽²⁾
University of Illinois at Urbana-Champaign, Profesor de ESPOL ⁽²⁾
livdcast@espol.edu.ec ⁽¹⁾, fcamacho@espol.edu.ec ⁽²⁾

Resumen

La tecnología aplicada al desarrollo de prótesis ha experimentado grandes avances desde los diseños hasta la manufactura y sistemas de control. La tendencia es a crear diseños que permitan al amputado tener más grados de libertad de lo que una prótesis rígida normalmente ofrece. El presente artículo presenta el diseño y modelado virtual del mecanismo policéntrico de una prótesis de rodilla; el método usado para el desarrollo del prototipo virtual es el proceso de diseño, mismo que se ha dividido en dos secciones: diseño de forma y modelado virtual. Gracias al diseño de forma se logró obtener un mecanismo con una configuración de cuatro barras que permite el control voluntario durante pequeños rangos, cumple los requerimientos de diseño y especificaciones de desempeño como la estabilidad, seguridad y un menor gasto de energía durante la marcha normal. El modelado virtual permitió crear los elementos mecánicos con el uso de programas CAD y analizar el diseño usando programas CAE. El análisis del mecanismo se realizó utilizando el programa ANSYS; utilizando el método de elementos finitos. Este programa permitió analizar las dimensiones del mecanismo de la prótesis y determinar si eran adecuadas para soportar las cargas generadas durante el ciclo de marcha normal.

Palabras Claves: *prótesis, amputado, rodilla policéntrica, modelado virtual, programas CAD, programas CAE, ANSYS, método de elementos finitos, marcha normal, estabilidad, gasto de energía.*

Abstract

The technology applied to develop prostheses has exhibited an enormous advance, ranging from the mechanical designing until the manufacturing and control systems. The trend is to create designs which allow amputees have higher degrees of freedom than rigid designs. This article presents the design and virtual modeling of a polycentric prosthetic knee mechanism; the method used to develop a virtual prototype is the design process, which is classified into two sections: the conceptual design and the virtual modeling. The conceptual design allows to acquire a mechanism with a four bar linkage configuration, which enables voluntary control in smaller ranges, according to design requirements and technical specifications such as stability, safety and less energy cost during the normal gait. The virtual modeling allows the creation of mechanic elements by utilizing CAD programs, and analyzing designs with CAE programs. The mechanic analysis was carried out by using ANSYS, since it works using finite element methods. This program allows to analyze the prosthetic's mechanism and to determine whether the design's dimensions are able to resist the cyclic loads during the normal gait.

Keywords: *prosthetics, amputees, polycentric knee, Virtual Modeling, CAD programs, CAE programs, finite element method, normal gait, stability, energy cost.*

1. Introducción

La tecnología de prótesis ha logrado grandes avances, pero de igual forma, mientras más avanzada es la prótesis o implementos de movilización, el costo se incrementa; imposibilitando su adquisición a personas de escasos recursos. Los diseños de prótesis en nuestro país se pueden mejorar notablemente sin la necesidad de crear un sistema robótico. La mejor

forma de incrementar el valor agregado de estos implementos mecánicos es incrementando el número de grados de libertad y la ergonomía de los diseños. Las prótesis económicas son muy rígidas y de pocos GDL; además, crean problemas de autoestima en las personas que las usan porque su presencia es evidente durante la marcha normal. Es necesario desarrollar modelos matemáticos que describan el

comportamiento de las prótesis e impulsar el desarrollo de mecanismos en Ecuador.

Las principales partes de prótesis transfemorales son; el encaje, el vástago, mecanismo pie-tobillo, y la rodilla.

1.1. Prótesis de rodilla

Cada amputación es diferente, y presentan diferentes requerimientos para las diferentes necesidades de cada una; por esta razón existen muchas opciones en prótesis de rodillas. Las prótesis de rodilla no son creadas iguales, unas son más dinámicas, pero no seguras; unas son durables, pero no dinámicas; unas requieren altos niveles de ajuste para el control, y otras son muy costosas.

La rodilla es el elemento más crítico para la estabilidad del paciente, y este componente posee los requerimientos más complejos en términos de rendimiento para lograr una marcha normal. Esto quiere decir que una buena prótesis de rodilla permite al usuario realizar la marcha lo más normal posible, además de la estabilidad al tener la rodilla en extensión y flexión. [1]



Figura 1. Rodilla Policéntrica; Otto Bock [2]

Rodilla Policéntrica: Las rodillas Policéntricas ofrecen muchas más ventajas que los modelos de eje simple. La mayoría son sistemas de cuatro barras, porque tienen cuatro eslabones rígidos y cuatro puntos de pivote. Los diseños son más complejos ya que están formados por centros múltiples de rotación; esencialmente consta de articulaciones anteriores y posteriores. Esta complejidad optimiza algunas características de la marcha, incrementando los niveles de estabilidad en la fase de apoyo y brindando mayor naturalidad al movimiento de oscilación. [1]

2. Biomecánica de la rodilla

Estudia los efectos de la energía y las fuerzas de los sistemas biológicos mediante la aplicación de las leyes de Newton sobre la mecánica a seres vivos. [3] En ciencias ortopédicas su importancia radica en el desarrollo y diseño tanto de reemplazos articulares como de medios de fijación de osteosíntesis. [4]

2.1. Ciclo de marcha normal

El ciclo de marcha normal inicia con el contacto del talón con la superficie del suelo y termina con el siguiente contacto del mismo talón. [5] La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los

sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. La **longitud del paso** es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. [4]

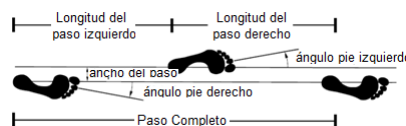


Figura 2. Longitud de paso y paso completo del ciclo de marcha normal. [6]

El ciclo de caminata puede clasificarse en dos fases; La fase de apoyo, y la fase de oscilación. La **fase de apoyo** inicia cuando el talón hace contacto con la superficie del suelo y termina con el despegue de los dedos, cuando el pie deja de estar en contacto con el suelo. La **fase de oscilación** inicia con el despegue de los dedos y termina con el contacto del talón con el suelo. La **fase de apoyo simple** o apoyo sencillo se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. [4] La **fase de doble apoyo** se realiza cuando ambos pies están simultáneamente en contacto con la superficie aproximadamente 20% del ciclo completo. [5]

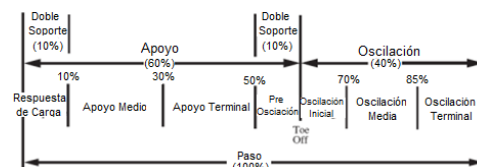


Figura 3. Ciclo de marcha normal [7]

Fase de Apoyo: Se divide en cinco sub-fases: Previo al Contacto del Talón, fase de contacto del talón, durante la mitad de la fase de apoyo, despegue del talón y fase de despegue de los dedos. [5]

Fase de oscilación: Se divide en fase de aceleración; oscilación Media; desaceleración terminal

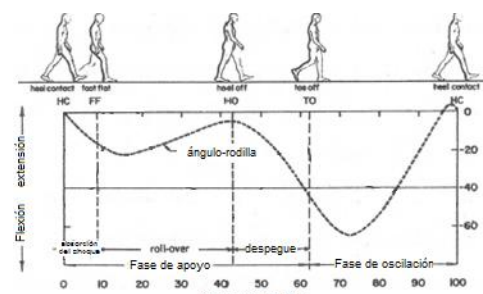


Figura 4. La rodilla - ciclo de marcha normal [5]

2.2. Cargas generadas

Las cargas generadas de la reacción del pie de apoyo con la superficie del suelo varían a través del ciclo de marcha. Los mayores picos de esfuerzo están en la fase de apoyo porque una sola pierna recibe todo el peso del cuerpo, y durante la fase de oscilación los esfuerzos disminuyen drásticamente porque solo actúa la gravedad. [9]

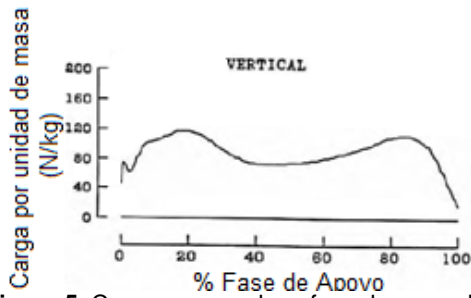


Figura 5. Cargas generadas - fase de apoyo [9]

3. Diseño de forma

El diseño de forma crea un diseño preliminar en función de los factores de influencia que afectan la biomecánica del mecanismo de la prótesis de rodilla, los criterios de estabilidad y las especificaciones de desempeño.

3.1. Factores biomecánicos de influencia

Factores biomecánicos de influencia en la prótesis de rodilla: [10]

- El centro instantáneo de rotación entre el muslo y la pierna inferior.
- La línea de carga.
- El momento de freno o torque generado por la prótesis de rodilla.
- El momento de la cadera ejercido por el amputado, necesario para control voluntario.

Factores que afectan la estabilidad de la rodilla:

- La longitud y la fuerza del muñón. [11]
- El ajuste en la interfaz muñón-encaje.
- Alineamiento geométrico. Posiciones relativas entre la cadera, la rodilla y tobillo.
- Características funcionales de los mecanismos de la rodilla, y el pie-tobillo.

3.2. Modelo matemático de una prótesis transfemoral

Los análisis del presente trabajo se realizan utilizando el modelo matemático del mecanismo de cuatro barras. Este modelo presenta la ventaja de poder ser analizado como un modelo de eje simple en un instante de tiempo específico. Es decir; se utilizará la "equivalencia de modelos matemáticos" entre el mecanismo de cuatro barras y de eje simple. Esto es posible porque el mecanismo de la rodilla de cuatro barras es mecánicamente equivalente a una particular e hipotética rodilla de eje simple con su centro de rotación coincidente con el C.I. de rotación de un mecanismo policéntrico de cuatro barras en un instante del movimiento analizado, es decir, para cada posición de la rodilla de cuatro barras, existe una rodilla de eje simple con su C.I. de rotación coincidente con el C.I. de rotación del mecanismo de cuatro barras. [12]

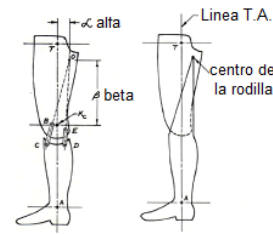


Figura 6. Equivalencia de modelos [13]

El modelo de prótesis transfemoral de eje simple se basa en el efecto que crea el momento ejercido por la musculatura en la cadera. El principal objetivo de este momento es cambiar la **línea de carga** (línea a través de la cual actúa la fuerza equivalente durante el soporte de peso) al instante de contacto del talón y durante el despegue de los dedos. [12]

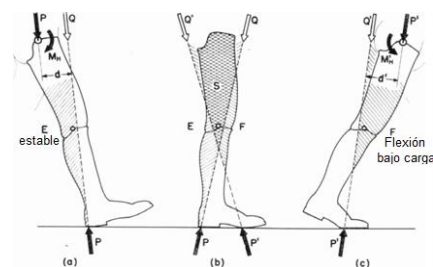


Figura 7. Zona de estabilidad voluntaria [10]

La posición de la línea de carga durante el contacto del talón o despegue de los dedos está relacionada con la carga "P" que se transmite a través de la prótesis hasta la articulación de la cadera. El momento de extensión M_H mueve la línea de carga delante de la cadera, y el momento flexor M'_H mueve la línea de carga a la parte trasera. [10]

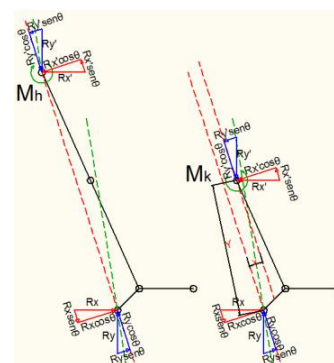


Figura 8. Modelo matemático de la ecuación de estabilidad; (a) prótesis transfemoral, (b) pierna inferior

Como resultado se obtiene la ecuación de estabilidad de una prótesis transfemoral de rodilla de eje simple.

$$M_H = \left(\frac{P \cdot (X) - M_K}{(Y)} \right) \cdot L ; \text{Ecuación de estabilidad}$$

Un mecanismo de cuatro barras típicamente no incorpora mecanismos de fricción (momento de quiebre); $M_K = 0 \rightarrow M_H = (P \cdot L) \cdot \left(\frac{(X)}{(Y)} \right)$.

El **criterio de estabilidad** indica; “cuando la línea de carga pasa anterior al eje de la articulación de la rodilla, la prótesis de rodilla es forzada a una completa extensión. Para que la rodilla se flexe durante la fase de soporte de peso al final del despegue de los dedos, la línea de carga debe cambiar a la posición donde esta pase posterior al centro de la rodilla.” [10] [12]

En la fig. 7 (b), se muestra la superposición de áreas, donde se define la zona “S”, que es conocida como zona de control voluntario. Se puede variar las configuraciones de los mecanismos policéntricos para alinear el C.I. dentro de esta zona, y aún mantener las dos características deseadas: [10]

- Estabilidad durante el contacto del talón.
- La habilidad de iniciar la flexión de la rodilla de forma voluntaria previo al despegue.

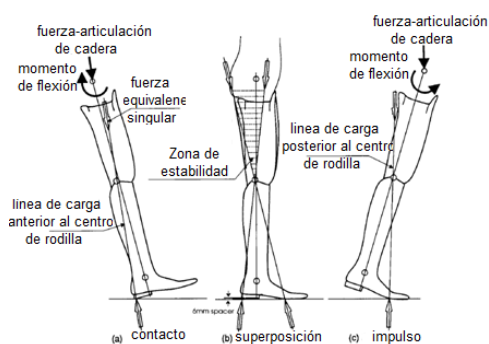


Figura 8. Diagrama de estabilidad

3.3. Mecanismos de prótesis de rodilla de cuatro barras

- Mecanismo con elevado C.I. de rotación.
- Mecanismo Híper-estabilizado. [12]
- Mecanismo de control voluntario. [12]

3.4. Especificaciones de desempeño

3.4.1. Estabilidad alfa y beta

La **estabilidad alfa** (α); se considera estable (+) cuando la coordenada horizontal del C.I. es posterior a la línea T.A. [13] La **estabilidad beta** (β), es estable (+) cuando el C.I. de rotación es superior al centro anatómico de la rodilla. [13]

3.4.2. Acortamiento de la prótesis de rodilla

En las prótesis con mecanismo policéntrico de cuatro barras la longitud total de la prótesis se acorta automáticamente cuando pasa de la fase de extensión a oscilación; por lo tanto el movimiento que simula el mecanismo es una aproximación al movimiento real de la rodilla. El mecanismo de cuatro barras evita estos problemas porque “reduce” la longitud de la extremidad.

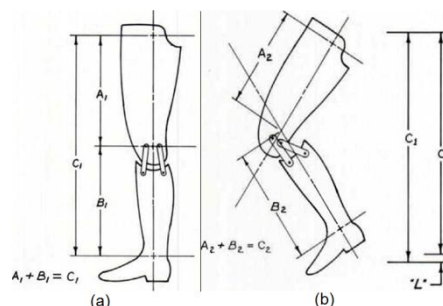


Figura 9. (a) Longitud de la prótesis, (b) reducción

El claro (Claro=C1-C2) es un valor comparativo y los valores más representativos son a 65° (L) y 90°(S). [13]

3.4.3. Aceleración y Desaceleración en la fase de oscilación

Las rodillas policéntricas presentan un comportamiento no lineal en su operación. A medida que la posición de la pierna inferior cambia, la aceleración (o desaceleración) varía relativamente con la posición. En el movimiento de la rodilla de cuatro barras, el brazo del momento de la prótesis se incrementa al igual que el C.I. se mueve proximalmente durante la flexión. Esta acción hace lento el movimiento y causa el fenómeno de desaceleración. Inversamente, cuando el C.I. se mueve distalmente, la pierna inferior se acelera. [13]

3.4.4. Consumo de Energía

Con los valores α y β de estabilidad correctos, la fuerza requerida para mantener la prótesis estable disminuye; la **energía consumida** disminuye también. Las prótesis de cuatro barras se pueden acortar cuando pasan de extensión a flexión, lo cual evita pérdidas de energía en el amputado. La característica de acortamiento de la prótesis evita que el amputado mueva la cadera excesivamente hacia arriba y abajo, lo cual genera movimientos más amplios en el centro de gravedad y un mayor consumo de energía. [13]

4. Síntesis del Diseño de Forma

Previo a una correcta síntesis del mecanismo es necesario definir las características físicas del amputado que usará prótesis transfemoral.

Tabla 1. Dimensiones del paciente.

Estatura	172 cm
Peso	63 Kg

4.1. Selección del tipo de configuración del mecanismo

Mediante una matriz de selección se escogerá la configuración del mecanismo de cuatro barras a utilizar.

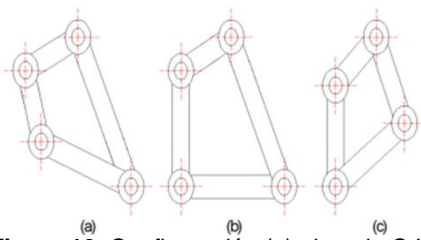


Figura 10. Configuración (a) elevado C.I.; (b) Híper-estabilizado; (c) control voluntario

Los factores de selección son las especificaciones de desempeño que la configuración del mecanismo debe poseer para permitir al amputado realizar los movimientos durante el ciclo de marcha de forma segura, estable y con poco esfuerzo:

- Factor# 1: estabilidad durante la marcha normal mediante el uso de los momentos.
- Factor # 2: control voluntario durante los 10 primeros grados de flexión.
- Factor# 3: control voluntario en pequeños rangos previo a la fase de despegue.
- Factor# 4: ergonomía para no provocar molestias en el muñón.
- Factor# 5: centrodo no debe ser muy elevado y las variaciones en la altura del C.I. no deben experimentar grandes cambios durante los primeros 10°.
- Factor# 6: Poseer claro para evitar que el amputado arrastre la prótesis en la flexión.

Tabla 2. Matriz de selección

	F-1	F-2	F-3	F-4	F-5	F-6	Rango
Fact.	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	0.16	1.0
Conf. #1	9/1.5	9/1.5	2/0.3	1/0.2	2/0.3	1/0.2	4
Conf. #2	9/1.5	9/1.5	2/0.3	1/0.2	7/1.2	5/0.8	5.5
Conf. #3	9/1.5	9/1.5	9/1.5	9/1.5	9/1.5	9/1.5	9

La configuración seleccionada es la N°3.

4.2. Síntesis del mecanismo policéntrico

Utilizando MATLAB, se describió el comportamiento del mecanismo con ecuaciones que describen el movimiento del mecanismo, su centrodo y el claro. Se realizaron 307 iteraciones para encontrar un centrodo que cumpla con las especificaciones.

Tabla 3. Coordenadas de los C.I. permanentes

Coordenada	Cantidad (cm)
XOA	0
YOA	0
AX1	0
AY1	6.5
BX1	3
BY1	7
XOB	4.5
YOB	1.5

Tabla 4. Configuración del mecanismo

Características	Cantidad (cm)
S:	3.04
L:	6.5
P:	4.74
Q:	5.70
CADENA CINEMATICA DE CLASE I:	Grashoff
S + L:	9.54
P + Q:	10.44

Tabla 5. Características del Centrodo

Características	Cantidad (cm)
Máximo YI:	18.42
Mínimo YI:	3.70
Máximo XI:	7.74
Mínimo XI:	0
C.I. X – 0° flexión:	0
C.I. Y – 0° flexión:	18.00
C.I. X – 6° flexión:	3.54
C.I. Y – 6° flexión:	18.19
C.I. X – 10° flexión:	5.6
C.I. Y – 10° flexión:	16.98
C.I. X – 25° flexión:	7.61
C.I. Y – 25° flexión:	9.66
Claro máximo:	2.4
Claro mínimo:	0
L - 65°:	2.4
S - 90°:	2.3

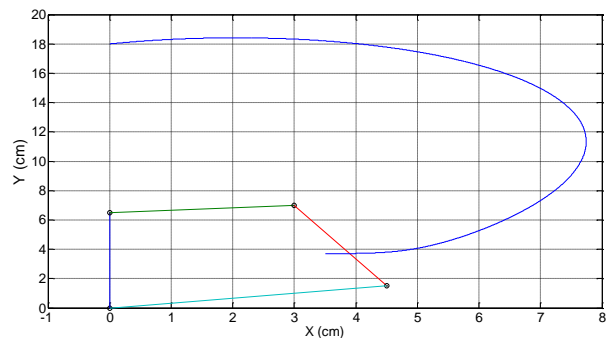


Figura 11. Centrodo del Mecanismo Policéntrico

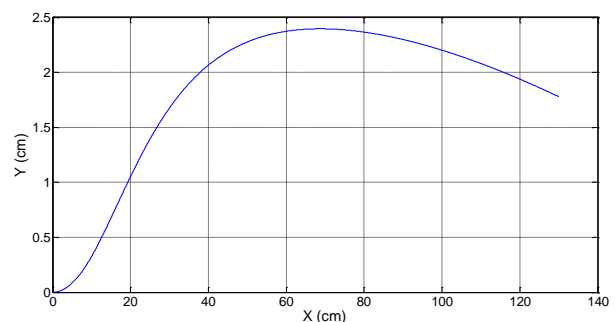


Figura 12. Claro del Mecanismo Policéntrico

4.3. Modelo matemático de cargas aplicadas durante el ciclo de marcha

Fase de oscilación; la carga generada es solamente por el peso de la prótesis, y este es mucho menor que el peso del cuerpo. Para el modelo matemático del

presente trabajo de tesis se considerará que la carga durante la fase de oscilación es cero.

Fase de apoyo; su análisis se la realiza en tres puntos críticos; al contacto del talón, el apoyo total de la planta del pie, y en el impulso final.

Tabla 4. Cargas de diseño

Máxima fuerza vertical	928 [N]
Máxima fuerza horizontal	18 [N]

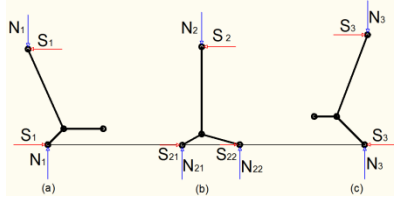


Figura 13. Cargas, fase de apoyo, (a) inicio, (b) medio, (c) final

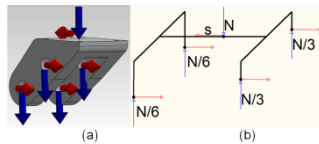


Figura 14. Modelo matemático del eslabón superior

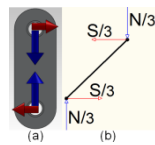


Figura 15. Modelo matemático del eslabón anterior

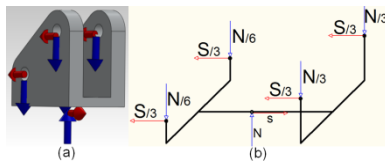


Figura 16. Modelo matemático del eslabón inferior

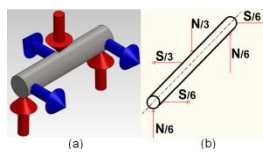


Figura 17. Modelo matemático del eje trasero

La fuerza de reacción vertical es mucho mayor que la reacción horizontal, por lo tanto el análisis se realizará solo utilizando la carga vertical. El mecanismo debe ser diseñado por fatiga, y tener en consideración que la carga máxima se debe multiplicar por un factor de 1.5 debido a efectos inerciales. [12]

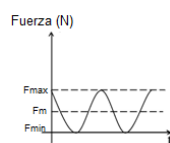


Figura 18. Carga pulsatoria intermitente, de cero a un máximo

4.4. Criterios de falla

El diseño del mecanismo se construirá dimensionado inicialmente los pasadores del mecanismo porque son los elementos más críticos por su reducida área transversal. El propósito del diseño de forma es determinar las dimensiones de los pasadores, eslabón trasero y delantero resistente a la fatiga. La teoría de falla usada es Goodman.

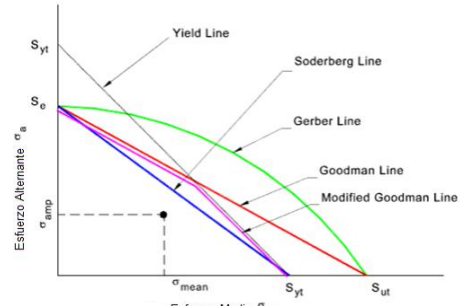


Figura 19. Teorías de falla. [14]

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{\eta} \quad [15]$$

5. Resultados

5.1. Modelado virtual

Los esquemas en 3D del mecanismo policéntrico se crearon en el en SolidWorks. Las consideraciones de dimensionamiento son resultado del diseño de forma. Además, el mecanismo estará en contacto directo con el amputado, por lo tanto no debe presentar secciones corto punzante. Los materiales no deben ser tóxicos; presentar alta resistencia y poco peso.

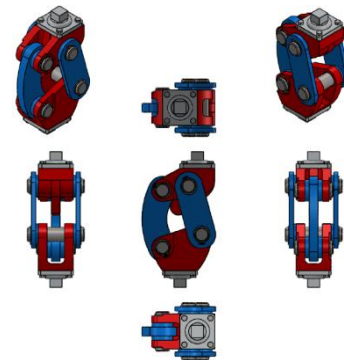


Figura 20. Ensamblaje del Mecanismo Policéntrico.

Utilizando SolidWorks, se determino el ángulo de flexión total que permite la prótesis cuando llega al final de carrera; la carrera angular va desde 0° hasta 119°. Por lo general, el amputado trabajará dentro del rango de 0° hasta 90°; que es en la posición de sentado. Mayor a 90° de flexión, el paciente flexionará en exceso la rodilla y la cadera; eso solo ocurre cuando una persona está apoyada en sus rodillas.



Figura 21. Carrera angular.

5.2. Análisis Elementos Finitos [16]

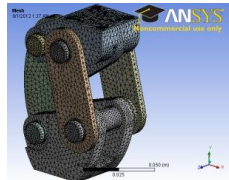


Figura 22. Meshing (mallado o discretización)

Tabla 5. Meshing

N° de elementos	121397
N° de nodos	193862

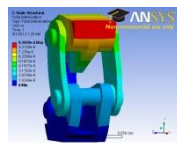


Figura 23. Deformación Total 9.35 e-6 m

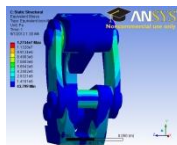


Figura 24. Esfuerzo de Von Misses 1.27e7 43.8 Pa

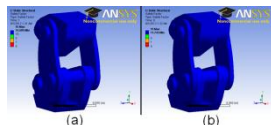


Figura 25. Factor de seguridad, (a) estático, (b) fatiga

Tabla 6. Factor de seguridad

	Min.	Max.
Estático	14.6	15
Fatiga	11.3	15

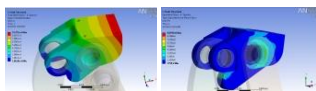


Figura 26. Eslabón Superior, deformación máxima 9.3 e-6m; Esfuerzo Máximo 9.85 MPa

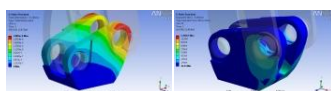


Figura 27. Eslabón Inferior, deformación máxima 2.1 e-6m; Esfuerzo Máximo 12.7 MPa

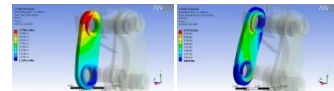


Figura 28. Eslabón Anterior Deformación máxima 5.7 e-6m; Esfuerzo Máximo 8.6 MPa

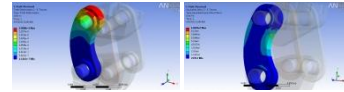


Figura 29. Eslabón Posterior; Deformación máxima 3.6 e-6m; Esfuerzo máxima 10.3 MPa

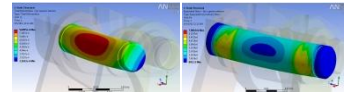


Figura 30. Eje anterior superior; Deformación máxima 5.6 e-6m; Esfuerzo máxima 7 MPa

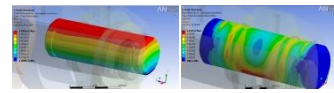


Figura 31. Eje posterior superior; Deformación máxima 2.9 e-6m; Esfuerzo máxima 1.15 MPa

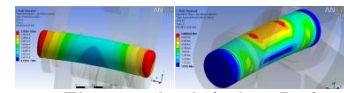


Figura 32. Eje anterior inferior; Deformación máxima 2.6 e-6m; Esfuerzo máxima 6.8 MPa

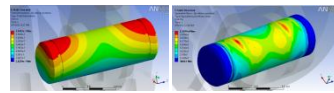


Figura 33. Eje posterior inferior; Deformación máxima 0.39 e-6m; Esfuerzo máxima 1.24 MPa

12. Conclusiones

La prótesis de rodilla policéntrica presenta estabilidad, seguridad y control voluntario durante pequeños rangos; estas características se presentan como el principal aporte e innovación del mecanismo.

Se logró identificar el patrón de movimiento del centrodo del mecanismo de cuatro barras y describir sus principales características (usando MATLAB) como son el claro a 65° (2.4cm) y 90° (2.3cm), la estabilidad alfa (3cm) y beta (11cm); valores que sirven para comparar las características y beneficios de esta prótesis con otras.

El uso de programas CAD (SolidWorks), permitió realizar el modelado en 3D de forma muy sencilla. Además, gracias a la facilidad de cambiar dimensiones y formas de diferentes piezas, se ahorró mucho tiempo en la creación de elementos mecánicos. También permitió simular el movimiento del mecanismo y determinar su carrera angular (120°).

El uso de programas CAE (ANSYS), permitió comprobar los criterios de diseño utilizados, e

identificar los esfuerzos críticos y rediseñar secciones sometidas a altos esfuerzos mecánicos.

La interfaz entre ANSYS y SolidWorks permitió realizar modificaciones en el mecanismo en secciones específicas sin la necesidad de realizar el modelado virtual desde el principio. Esto permitió modificar e importar directamente el mecanismo hacia ANSYS y reducir el tiempo del modelado virtual, convirtiéndolo en un proceso ideal para uso industrial en investigación y desarrollo. Por lo tanto, es evidente que el uso del modelado virtual reduce los costos de investigación y desarrollo de nuevos diseños porque evita la construcción, prueba y destrucción innecesaria de prototipos.

El factor de seguridad del eje trasero en el diseño de forma por fatiga es 6.3 y usando ANSYS el factor de seguridad es 15; el eslabón delantero presentó un valor de 5.5 en el diseño de forma, pero en ANSYS es mayor a 15. Estos resultados implican que el modelo matemático del diseño de forma fue muy conservador y los factores de seguridad obtenidos en ANSYS incrementaron porque las cargas aplicadas en el diseño de forma se consideraron puntuales, mientras en el modelado virtual la carga estaba distribuida en un área mucho mayor, lo cual disminuye el esfuerzo e incrementa el factor de seguridad notablemente.

Se utilizaron 121397 elementos finitos para el análisis del mecanismo policéntrico. Al incrementar el número de elementos la solución se aproximará más a la real, pero el limitante es la capacidad del procesador de la computadora quien realiza los cálculos. Se pueden usar más elementos, pero eso implica la necesidad de un equipo más potente (capacidad de memoria RAM).

La prótesis de rodilla presenta un peso de 0.88Kg, incluido los adaptadores, tornillos y anillos de seguridad. El peso es aceptable, pero se puede disminuir optimizando las dimensiones de cada elemento; dicho análisis va más allá del alcance del presente trabajo.

El bajo peso se logra por la selección de la aleación de aluminio 3004 – H34, la cual posee alta resistencia y bajo peso, ideal para este tipo de mecanismos.

El desarrollo de este prototipo de mecanismo para prótesis de rodilla abre las puertas a otros proyectos como son el diseño de los encajes (parte de la prótesis en contacto directo con el muñón) y el mecanismo de la prótesis de tobillo, utilizando el proceso de diseño y el modelado virtual como herramientas fundamentales para disminuir costos de diseño y optimización debido a la facilidad de presentar diferentes modelos variando los parámetros de diseño en poco tiempo.

El presente trabajo ha contribuido al desarrollo del diseño de elementos mecánicos en Ecuador por medio del modelado virtual. Esto evidencia grandes beneficios como la disminución del costo y el tiempo del análisis del diseño y prueba de prototipos.

14. Referencias

- [1] Karina N. Pikhart, “Design Considerations for Prosthetic Knee in Developing Countries”, Submitted to the Department of Mechanical Engineering-Massachusetts Institute of Technology, 2009.
- [2] Otto Bock HealthCare, “Prótesis de rodilla”. http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/611.html
- [3] Sanjuan Cerveró R., Jiménez Honrado P. J, Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., Fenollosa Gómez J., “Biomechanics of the knee”, *Patología del Aparato Locomotor*, Vol. 3, N° 3, pp. 189-200, 2005. <http://www.mapfre.com/ccm/content/documentos/fundacion/salud/revista-locomotor/vol03-n3-art7-biomecanica-rodilla.PDF>
- [4] Vera Luna, Pedro, “Biomecánica de la marcha normal y patológica”. IBV, pp. 101, 1999.
- [5] CHARLES W. RADCLIFFE, M.S., M.E., “The Biomechanics of Below-Knee Prostheses in Normal Level, Bipedal Walking”, *Journal of Artificial Limbs: A Review of Current Developments*, Vol. 6, No. 2, pp. 16–19, 1962.
- [6] Christopher L. Vaughan, Brian L. Davis, Jeremy C. O’Connor, “Dynamics of Human Gait”, 2nd Edition, pp. 1–13.
- [7] Sheila A. Dugan, MD, Krishna P. Bhat, MD, “Biomechanics and Analysis of Running Gait”, *Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, Clinics of North America*, Vol. 16, pp. 610, 2005.
- [8] Bresler, B., and F. R. Berry, “Energy and power in the leg during normal level walking, Prosthetic Devices Research Project”, University of California Berkeley, Advisory Committee on Artificial Limbs, National Research Council, Series 11, Issue 15, 1951.
- [9] Sylvia Ounpuu, M.Sc., “The Biomechanics of Walking and Running”, *Journal of Clinics in Sports Medicine*, Vol. 13, N°4, pp. 843-860, October 1994.
- [10] C.W. Radcliffe. “The Knud Jansen Lecture, Above-knee prosthetics”, *Journal of Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 37, N°1, pp. 146-160.
- [11] C.W. Radcliffe, “Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic knees”, ISPO, Prosthetic and Orthotics International, Melbourne, November 2003.
- [12] C.W. Radcliffe, “Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria”, *Mechanical Engineering, University of California Berkeley, ISPO, Prosthetic and Orthotics International*, Vol. 18, 159-173, 1994.
- [13] Michael P. Greene, B.S., M.E., C.P.O., “Four Bar Linkage Knee Analysis”, *Journal of Orthotics and Prosthetics*, Vol. 37, N° 1, pp.15-24, 1983.
- [14] <https://www.efatigue.com/glossary/>
- [15] Richard G. Budynas, J. Keith Nisbett, “Diseño en Ingeniería Mecánica, Shigley”, 8th ed, pp.264-342.
- [16] Raymond Browell, Product Manager New Technologies; Al Hancq, Development Engineer, ANSYS Inc, “Calculating and Displaying Fatigue Results”, March 29, 2006.
- [17] S. S. Manson, Gary R. Halford, “Fatigue and Durability of Structural Materials”, 2006.