

# Diseño de rodilla policéntrica, simulación y evaluación de la resistencia a la fatiga

## A polycentric knee design, simulation and evaluation of fatigue resistance

Domingo Vega M.<sup>1</sup>, Eduardo Escobar<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ingeniería Mecánica, Centro Regional de Azuero, Universidad Tecnológica de Panamá,

<sup>2</sup>Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad Tecnológica de Panamá

<sup>1</sup>domingo.vega@utp.ac.pa, <sup>2</sup>eduardo.escobar@utp.ac.pa

**Resumen**— En este trabajo se diseñan los componentes de una rodilla policéntrica y se simula su comportamiento, sometiendo la estructura a cargas estáticas y dinámicas. Este proceso se realiza en tres fases, mediante software: una de síntesis y dimensionamiento, con el "SAM6"; otra de diseño y simulación del comportamiento estático, mediante el "Autodesk Inventor" y finalmente de simulación del comportamiento de resistencia a fatiga, con el "Autodesk Inventor Simulation Mechanics".

En el diseño se emplearon e integraron dos materiales, el acero A36 y el Aluminio 6061-T6, que ofrecen propiedades físicas y mecánicas que se consideran adecuadas para el desempeño y/o funcionalidad de la articulación.

Uno de los mayores aportes de este trabajo consistió en el análisis a fatiga de la estructura, para lo cual se emplearon los criterios de Goodman modificado y Gerber. Los resultados reflejaron una reducción en el peso de la rodilla policéntrica a valores inferiores a los pesos convencionales y una vida útil superior a los nueve años, esto abre las posibilidades de la fabricación de este tipo de rodillas en países en vías de desarrollo.

**Palabras claves**— Articulaciones, biomecánica, diseño, elementos finitos, prótesis transfemoral, rodilla policéntrica, simulación.

**Abstract**— In this paper the components of a polycentric knee are designed, and their behavior is simulated by subjecting the structure to static and dynamic loads. This process is done by using software in three phases: a synthesis and sizing test using the "SAM6", a test aimed to the design and simulation of the static behavior using "Autodesk Inventor" and a simulation of fatigue resistance test with the "Autodesk Inventor Simulation Mechanics". Two materials were used and integrated in the design, Steel A36 and Aluminum 6061-T6, both displaying appropriate properties for the physical and mechanical performance and / or functionality of the joint.

One of the main contributions of this work was to analyze fatigue of structure, for which the modified Goodman and Gerber criteria were used. The results show a reduction in the weight of the polycentric knee below conventional weight levels and over nine years of increased lifespan, this opens the possibility of producing this kind of knees in developing countries.

**Keywords**— Joints, biomechanics, design, finite element, polycentric knee, transfemoral prosthesis, simulation.

**Tipo de artículo:** Original

**Fecha de recepción:** 15 de septiembre de 2015

**Fecha de aceptación:** 30 de octubre de 2015

### 1. Introducción

El diseño y/o simulación de articulaciones policéntricas lleva años de desarrollo y existen varios modelos que en la actualidad se comercializan.

Tradicionalmente, para su confección se utilizan aleaciones de acero inoxidable, titanio o duraluminio, salvo contadas excepciones, se utilizan otros materiales diferentes a los tradicionales.

Por otra parte, existen algunos documentos donde se sugieren procedimientos para el dimensionamiento

y síntesis de las rodillas policéntricas (R.P.), los cuales permiten definir una zona de estabilidad durante la marcha, así como otros requerimientos biomecánicos [1, 2, 3]; la complejidad de la rodilla humana plantea un problema de final abierto; por tanto los resultados son aproximados.

En el mercado podemos encontrar R.P. que van desde las más sencillas con eje de fricción e impulsión mediante resorte, hasta las operadas por fluidos y microcontroladores, su estructura puede estar conformada por 4 o 6 barras y a pesar de que las de 6 barras ofrecen mayores variables de diseño, éstas son de mayor costo y mantenimiento.

Existen algunas características de las personas amputadas (P.A) que sirven de referente para el diseño

de las R.P., entre estos, el peso, grado de movilidad, ergonomía, altura, aspectos muy importantes en las características del diseño de la R.P. para garantizar la seguridad y estabilidad durante la marcha.

Para el diseño y simulación desarrollada se ha considerado adecuado trabajar con un promedio de 1.8 m de altura, un máximo de 100 kg y un grado de movilidad 2, según el sistema mobis de Otto Bock.

En este trabajo se propone diseñar una R. P. compuesta por acero y aluminio y simular el comportamiento de éstos a cargas estáticas y dinámicas para valorar su respuesta a esfuerzo de fatiga, con la intención de aportar nuevas alternativas de diseño y fabricación para este tipo de componentes protésicos, cubriendo las necesidades básicas en la marcha y la seguridad de la P.A.

La simulación desarrollada, busca emular el comportamiento de los componentes de la R.P., sometidos a diferentes consideraciones para evaluar los resultados y brindar parámetros que delimiten la vida útil de la misma.

Un valor añadido al diseño del mecanismo ha sido la incorporación de componentes de adquisición local y fácil reemplazo, potenciando de esta forma las posibilidades de la fabricación de R.P. en regiones en vías de desarrollo.

El artículo se ha realizado en cuatro fases, inicialmente se hace una revisión bibliográfica del estado del arte referente a la biomecánica de la rodilla humana [4, 5, 6, 7], a fin de comprender las restricciones y alcance en los diseños de las articulaciones desarrolladas y de las simulaciones realizadas hasta la fecha en R.P. Posteriormente, se desarrolla la síntesis y el análisis de los eslabones de la articulación, intentando mantener características sugeridas a partir de las referencias bibliográficas.

Se presenta el proceso de diseño de los componentes de la rodilla y la simulación de su comportamiento estático y dinámico, siendo de especial interés evaluar el fallo a fatiga de los componentes diseñados en aluminio, a fin de garantizar una limitada cantidad de ciclos operativos del mecanismo; de esa forma, dar una aproximación del tiempo de vida útil de la rodilla.

Finalmente se presentan las conclusiones del trabajo realizado.

## 2. Materiales y métodos

Para la realización de esta investigación se recolectaron y analizaron documentos que van desde datos estadísticos

y encuestas que abordan la biomecánica de la rodilla y de la marcha humana, hasta las diversas configuraciones de mecanismos utilizados en prótesis transfemorales (figura 1) para las P.A., sus limitaciones biomecánicas y su alcance funcional.

Se empezó por la aproximación a la síntesis y dimensionamiento de la rodilla, mediante el SAM 6, se ubicó el centro instantáneo de rotación (C.I.R.) a partir de una zona de estabilidad, en función de la línea de carga durante la marcha y otros requerimientos biomecánicos angulares para una flexión adecuada, a partir de las sugerencias bibliográficas [1, 2, 3, 8, 9, 10, 11].

Posteriormente, se diseñaron con el Autodesk Inventor 14 -versión estudiantil-, los eslabones en Al 6063T6 y los conectores o pirámides invertidas en acero A36. Se incluyeron en el conjunto diseñado, pernos A2-70 y bujes en aleación de bronce.

Durante esta etapa prestó interés la masa de los componentes, en especial el espesor de los eslabones 2 y 4, así como el de las pirámides invertidas, ya que el peso total de la articulación es un factor determinante en el diseño; sin embargo, no se quería comprometer la seguridad de la P.A.

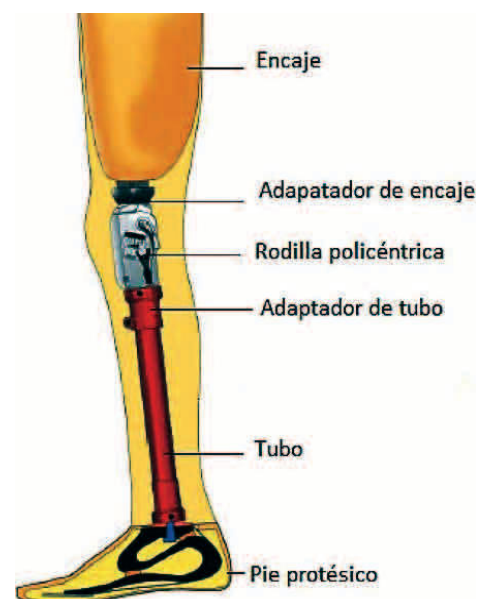


Figura 1. Partes básicas de una prótesis transfemoral.

Otro aspecto relevante fue la mantenibilidad y funcionalidad de la articulación, para ello se pensó en un mecanismo robusto y de fácil ensamblaje. Así se planteó el desarrollo de las pirámides invertidas, atornilladas a

los eslabones fémur y tibia, a fin de que estas pudieran ser reemplazadas con facilidad cuando fuese necesario por desgaste natural. Posteriormente se realizaron las simulaciones estáticas y dinámicas mediante el *SimulationMechanics de Autodesk*.

Para la simulación se supone que existe una carga máxima de 100 kg, restringiendo el movimiento de la parte correspondiente a la tibia y delimitando el análisis al plano sagital.

Dado que el aluminio posee una resistencia muy baja a la tracción y dureza escasa, se hizo la simulación del esfuerzo a fatiga de la articulación y la determinación del período de vida útil de la misma mediante el método de esfuerzo vida (S-N). Se utilizaron los criterios de falla por fatiga de Gerber y Goodman modificado mediante el paquete de elementos finitos del *SimulationMechanics*. Como se aprecia en la figura 2, se definió el perfil multiplicador de carga de las fuerzas externas que perciben las rodillas, debido al contacto del pie con el suelo cuya magnitud se ve reflejada en el pico FZ1 y tiene una magnitud próxima al 110 % del peso corporal [12].

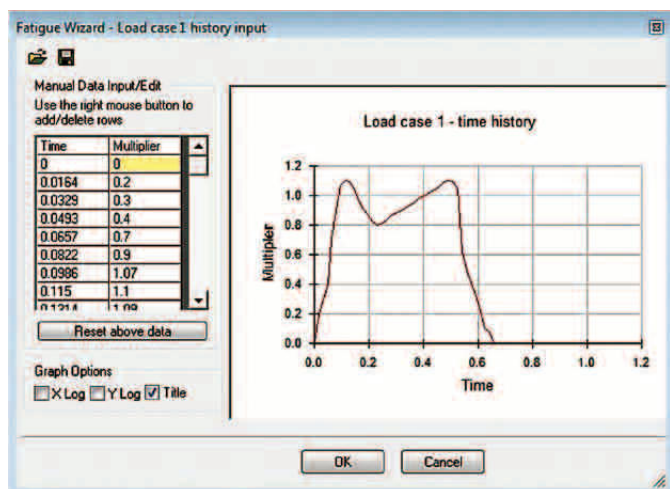


Figura 2. Perfil multiplicador de carga.

### 3. Resultados

A partir de las tres configuraciones desarrolladas, se realizó la simulación de la articulación en el SAM 6 y el resultado fue un arreglo favorecedor, dado que la tercera configuración generada ofreció un C.I.R. situado en una posición próxima y posterior a la articulación, esto genera mayor estabilidad y crea un momento de extensión, además de ventaja mecánica al requerir menos fuerza para mantenerla en extensión y para iniciar la flexión. En otras

palabras, con esta configuración se consigue que la fase de apoyo sea asegurada y la fase de impulsión controlada.

Al pisar con el talón, la rodilla no debe doblarse, pero el paciente tiene que ser capaz de flexionarla al finalizar la fase de apoyo. Si se observa en la figura 3, los primeros 5° de la trayectoria del C.I.R. se mantiene alto, evitando tropiezos y manteniendo la estabilidad de la rodilla [1].

Por otra parte esta configuración ofreció un ángulo de flexión máximo de 120° entre el eslabón 1 (tibia) y el eslabón 3 (fémur), permitiendo que una persona pueda ponerse de cuclillas.

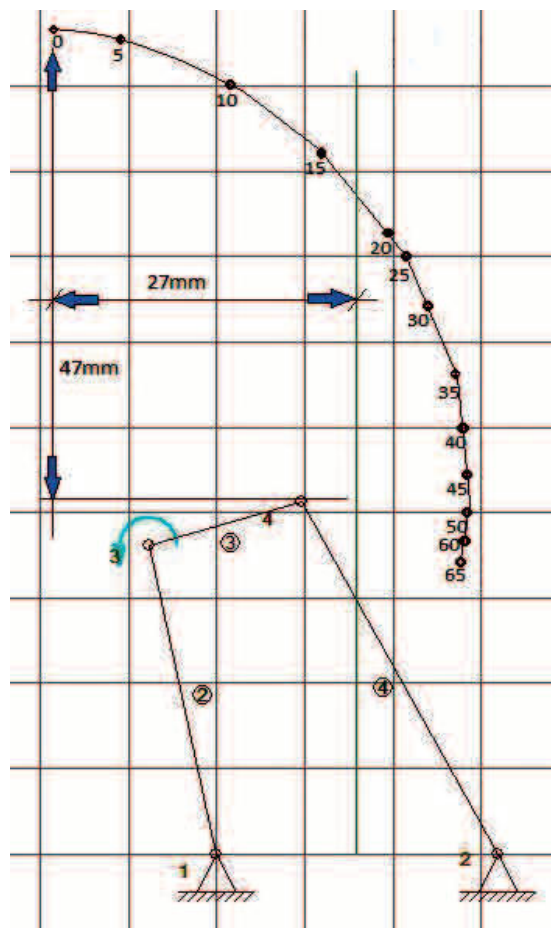


Figura 3. Cambio del C.I.R. durante el ciclo de la marcha.

Posteriormente, se tomaron los valores obtenidos en el SAM 6 y se continuó con el proceso de diseño. Para ello, se aplicaron las restricciones de movimiento, se colocaron las cargas, se establecieron los materiales, lo que generó el mallado para realizar las simulaciones estáticas y dinámicas mediante el Autodesk Inventor 14, tal como se observa en la figura 4.

Los resultados fueron los estados de esfuerzos de Von Mises, desplazamientos, y factores de seguridad.

Los mayores valores de estados de esfuerzos se reflejaron en el casquillo separador superior con 67.28 MPa (figura 5) y también el mínimo valor del factor de seguridad con 3.08 (figura 6). Además, los mayores desplazamientos se dieron en la pirámide invertida superior, tal como se observa en la figura 7. En ninguno de los casos se compromete la funcionalidad de la articulación y la seguridad de la P.A [1].

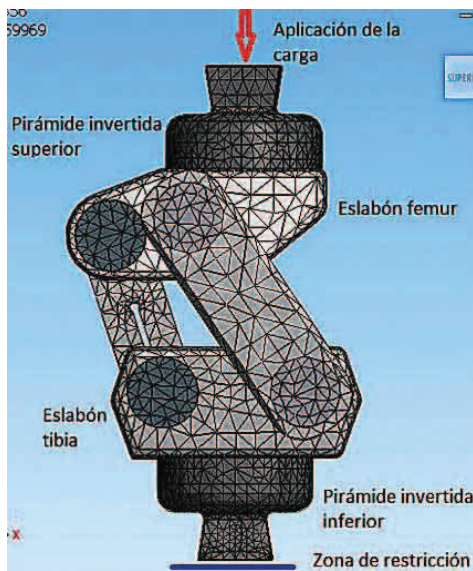


Figura 4. Mallado resultante, zona de aplicación de cargas y restricciones.

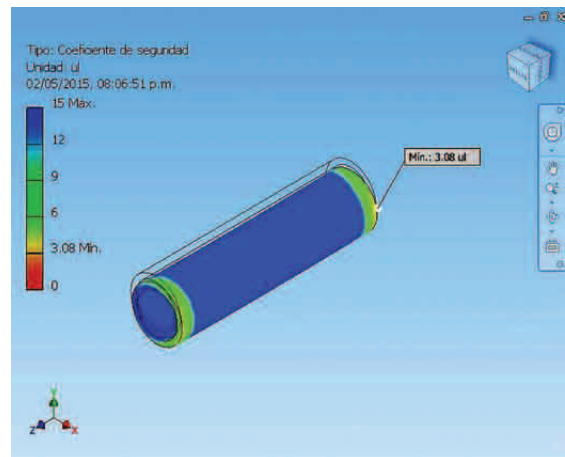


Figura 6. Mínimo valor del factor de seguridad.

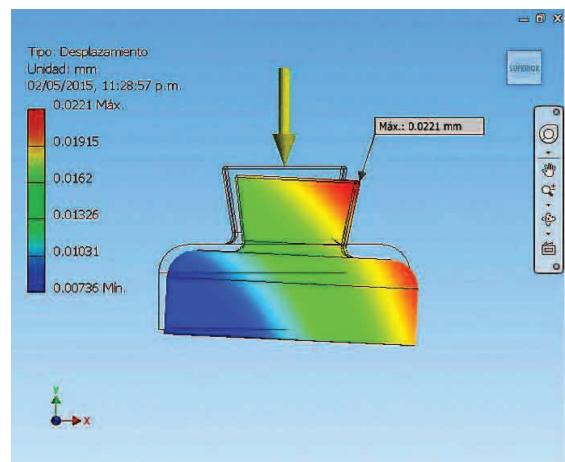


Figura 7. Desplazamiento de la pirámide invertida superior 0.0221mm.

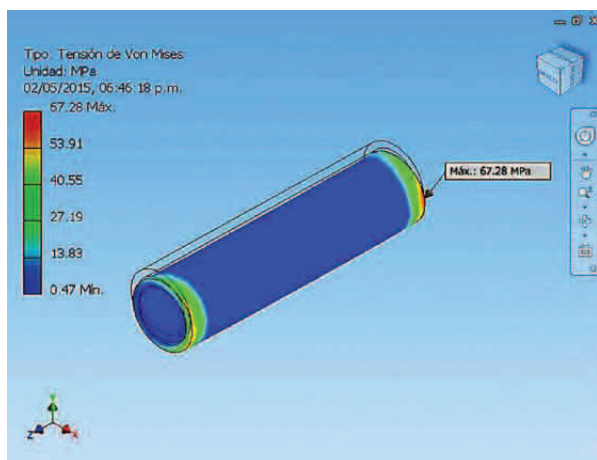


Figura 5. Estados de esfuerzos del casquillo separador superior.

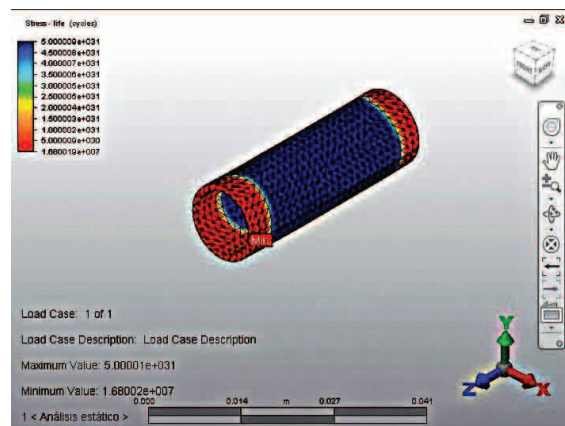


Figura 8. Menores ciclos de vida en el cojinete de fricción largo superior.

En el análisis a fatiga, la investigación reflejó que los menores ciclos de vida soportados (figura 8) se dieron en el cojinete de fricción largo superior y en el casquillo separador superior, ambos con  $1.68002e+007$  mediante el criterio de Gerber y el de Goodman modificado.

Para los cálculos posteriores se consideró que una persona promedio realiza de 8000 a 10000 pasos diarios [10], esto conlleva de 4000 a 5000 ciclos de marcha completos por día. Dividiendo los  $1.68002e+007$  ciclos de vida obtenidos en el análisis, entre los  $5e+3$  del promedio de pasos diarios, es posible estimar los ciclos de marcha en años y obtener una aproximación de la vida útil de la rodilla. De esta forma se obtiene que la rodilla tiene un período de vida útil de 9.2 años.

Los cálculos de masas permitieron definir un peso de 0.68Kg para la rodilla, lo cual es significativamente más liviano que varias de las rodillas comerciales ofrecidas en el mercado internacional, ver tabla 1.

**Tabla 1.** Comparativa de pesos de rodillas

Prótesis de Rodilla	Peso
Rodilla diseñada	0.68 Kg (1.50 lbs)
Total Knee 2000	0.90 Kg (1.98 lbs)
C-Leg	1.20 Kg (2.64 lbs)
Orion	1.36 Kg (3.00 lbs)

#### 4. Conclusiones

Se ha logrado diseñar y simular el comportamiento de una R.P. con materiales no integrados hasta la fecha, con buenos resultados en el análisis estático y dinámico, manteniendo la condición de funcionalidad dentro de parámetros aceptables de seguridad para la P.A. En ese sentido, la incorporación del A36 en las pirámides invertidas ofrece una alternativa de fabricación más económica y de fácil reposición

Algunas publicaciones [2, 4, 13, 14] plantean metodologías para el análisis estructural de sus componentes, sin embargo no responden al total de las consideraciones tomadas en cuenta en este trabajo, en especial, al análisis a fatiga desarrollado.

Los resultados a fatiga, según el criterio de Goodman modificado y Gerber (en ambos casos) sugieren que el período de vida útil de la rodilla corresponde a un dispositivo robusto, ya que la mayoría de las ofertadas

en el mercado alcanzan su máxima utilidad al llegar a los 5 años.

Si a esto le incorporamos que la configuración desarrollada es de fácil mantenimiento y de componentes asequibles en comercios de la localidad, entonces se considera que puede existir la posibilidad de fabricar una R.P. a menor costo de sus similares del mercado internacional.

Se obtuvo una configuración adecuada del C.I.R., lo que favorece la seguridad en la marcha de la P.A., dado que la estabilidad es un factor determinante para un adecuado desempeño de la R.P. Además, se logró obtener  $120^\circ$  de flexión máxima, lo cual no pone límites funcionales a la P.A. en el desempeño de sus actividades diarias.

Resultaría interesante plantear la fabricación del diseño de rodilla propuesta a fin de evaluar el desempeño de la misma en una P.A. y así contrastar los resultados obtenidos en la simulación.

Evidentemente los datos de la simulación deberán ser revisados en la práctica, sin embargo nos sentimos optimistas con los resultados obtenidos.

#### 5. Agradecimiento

Agradecemos a la Ing. Celinda Pérez, docente de la Facultad de Ingeniería Industrial del Centro Regional de la Universidad Tecnológica en Azuero, y al Ing. Rubén D. Espítia, Vicerrector Académico de la Universidad Tecnológica de Panamá, por su acertada colaboración en la revisión de este documento.

#### 6. Referencias

- [1] Radcliffe Charles W. Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic Knees [en línea]. <http://rehabtech.com.au/techguide/pdf/kneeControl.pdf>
- [2] Amador, B., Torrealba, R., y Rojas, M. "Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de la marcha y algoritmos genéticos". Revista Ingeniería Biomédica, Volúmen (6), 30-45. Enero-junio 2012.
- [3] TKR: Biomechanics&ProstheticDesignConsiderations. [en línea]. [http://www.wheelsonline.com/ortho/tkr\\_biomechanics\\_prosthetic\\_design\\_considerations](http://www.wheelsonline.com/ortho/tkr_biomechanics_prosthetic_design_considerations)
- [4] Sánchez, J., Hernández, J. Torres, E. The mechanical design of a transfemoral prosthesis using computational tools and design methodology. Ingeniería e investigación. Volúmen 32, pp14-18, diciembre 2012.

- [5] Mendieta I, Articulación de la rodilla [en línea]. [http://www.telmeds.org/wp-content/uploads/2012/01/Articulacion\\_de\\_la\\_rodilla2.pdf](http://www.telmeds.org/wp-content/uploads/2012/01/Articulacion_de_la_rodilla2.pdf)
- [6] Enríquez J., Alonso E., Méndez A. “Diseño y construcción de una prótesis de rodilla con pistón magnetológico”. Presentado en la conf. Intercambios de cuidado médico panamericanos. Miami, USA, 2007.
- [7] A. Furse and R. D’Sa. “Design and Analysis of A Prosthetic Knee Joint”. Bachelor of applied science. Department of Mechanical and Industrial Engineering. University of Toronto. March 20th, 2008.
- [8] Norton, R. Diseño de maquinaria. México: McGraw Hill. (2009), pp. 185.
- [9] Hernández, F. “Diseño y construcción de un prototipo neumático de prótesis inteligente de pierna humana”. (Tesis de pregrado). Universidad de las Américas Puebla. México. 2008.
- [10] Pandey, S y Pandey, A.K. Diagnóstico en Ortopedia Clínica. Jaypee Highlights Medical Publishers. 3rd edición. Panamá. 2011. Capítulo 15, página 466.
- [11] Rehabtech. Four-Bar Knee Prosthesis Simulation Results For the Mechanical Linkage Configuration. [en línea].<http://www.rehabtech.com.au/techguide/4barwebpages/OB3r36etallMain.htm>
- [12] kOVAC, i., Medved, V. y Ostojic, L. Ground Reaction Force Analysis in Traumatic Transtibial Amputees’ Gait [en línea]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20120527>
- [13] Correal S., Palacio L. y Salazar I. “Análisis FEA de Prótesis de Rodilla Policéntrica”. Avances en sistema e informática. Volúmen 3-1, 2006.
- [14] Castro L., Camacho F. “Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla”. [en línea].<https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/24546/1/Dise%C3%B1o%20y%20%20modelado%20virtual%20de%20mecanismo%20poli%C3%A9ntrico%20de%20una%20pr%C3%B3tesis%20de%20rodilla.pdf>