



# Modelo de Sistema de Control de Prótesis de Rodilla Transfemoral para un Ciclo de Marcha

Rayanne Floriano Batista rayanne.floriano@gmail.com, José Rafael Abreu García abreu@uclv.edu.cu, Feliberto Fernández Castañeda felifc@uclv.edu.cu

## RESUMEN / ABSTRACT

En este trabajo se presenta el diseño de un modelo para el sistema de control de una prótesis de rodilla, para un ciclo de marcha humana. El modelo es simulado a través de herramientas computacionales como el Simulink y SimMechanics, en este caso, considerando el modelo biomecánico del péndulo doble como una representación de la pierna humana y basada en los parámetros del antropométricos. A través del análisis y estudio de la marcha humana normal se desarrolla un método de control e identificación de las fases del ciclo de marcha humana, para actuar en la articulación de la rodilla con empleo de una prótesis transfemoral. Entre los principales resultados, se destaca el logro de un control preciso de la posición durante la flexión de la rodilla, que le confiere un desarrollo del proceso de marcha con la prótesis muy similar a la marcha normal.

Palabras claves: control, modelo, prótesis transfemoral, SimMechanics

## ABSTRACT

*This paper presents the design of a model for the control system of a knee prosthesis, in a cycle of human gait. The model is simulated through computational tools such as Simulink and SimMechanics, in this case, considering the biomechanical model of the pendulum double as a representation of the human leg and based on the parameters of the anthropometric. Through the analysis and study of human walking normal develops a method of control and identification of the phases of the cycle of human gait, to act in the articulation of the knee with use of a transfemoral prosthesis. Among the major findings, it emphasizes the achievement of a precise control of the position during the flexion of the knee, which gives it a development of the process of progress with the prosthesis very similar to the normal running.*

*Key words: Control, model, transfemoral prosthesis, SimMechanics*

*Model system for the control of knee prosthesis transfemoral for a cycle of walk*

## INTRODUCCION

Prótesis es el mecanismo destinado a sustituir y a rehabilitar las funciones de un miembro ausente en un paciente, debido a la amputación o a defectos congénitos<sup>1</sup>. Para el amputado transfemoral, la amputación que ocurre en el fémur, es remplazada por una prótesis que sustituye la función de la rodilla, que es el componente más crítico. Una rodilla protésica debe, no solamente moverse como la articulación natural, sino también, suministrar la misma estabilidad y seguridad de ella<sup>1</sup>

Prótesis controladas transfemorales o rodillas biónicas son evoluciones de las prótesis mecánicas existentes en el mercado, a través de aplicaciones de la ingeniería de control moderna, biomecánica, electrónica y mecánica. El principal foco de la prótesis es proveer una respuesta a la calidad de marcha de cada persona reduciendo los niveles de estrés de otras juntas del cuerpo, proporcionando un piso de mayor grado estético al usuario.

Las dos habilidades principales para el desarrollo del andar son el equilibrio y la locomoción. La mayoría de los algoritmos de control se dedica a los requisitos de locomoción de la prótesis. El equilibrio es proveído por la distribución de masa en la pierna y prótesis y el alineamiento entre éstas <sup>2</sup>.

Por medio de los patrones de comportamiento, disponible en la literatura, es posible identificar el control de la marcha como una serie de eventos secuenciales, comprendidos dentro de un ciclo. La respuesta necesaria para cada evento está relacionada con el análisis de la marcha humana. Siendo así, el controlador debe ser programado a responder a cada una de estas fases .

Con la finalidad de establecer el control, se divide el ciclo de marcha en varios estadios de acuerdo con el ángulo descrito por la rodilla y la ocurrencia de contacto o no con el suelo, siendo fundamentalmente dividido en dos funciones: de apoyo, el sostén del cuerpo, y balance, el avance del miembro inferior.

Para modelar un sistema de control de la articulación de la rodilla para prótesis transfemoral es preciso desarrollar un modelo que presente el mismo comportamiento que la pierna humana presentaría cuando está sujeta a un ciclo de marcha

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de un sistema de control destinado al movimiento de la articulación de la rodilla durante un ciclo de marcha, se adopta el modelo biomecánico del péndulo doble <sup>4</sup>. El primer segmento del péndulo representa el muslo y el segundo representa la unión de la pierna y el pie. Posibilitando, así, la simulación del movimiento de las articulaciones de la cadera y de la rodilla de la pierna humana.

Debido a que la amputación transfemoral puede ocurrir en diferentes niveles del fémur, la simulación, en este trabajo, es destinada a la amputación de la articulación de la rodilla, inmediatamente encima de dicha articulación.

Para simular un ciclo de marcha, se adoptan los patrones de movimientos de las articulaciones de la pierna de un estudio realizado por Winter <sup>5</sup>, además de la variación angular y sus derivadas, se tiene como entrada la fuerza de reacción del suelo al peso aplicado en la fase de apoyo. Todas esas variables son transformadas en señales que actúan en las articulaciones y cuerpo de la pierna.

Para el desarrollo del modelo mecánico de la pierna humana, son necesarios datos sobre la largura de los segmentos, peso, localización de centro de masa y geometría adoptada para cada uno en el cálculo del momento de inercia. Para ello, se desarrolló la función Antropometría en el software Matlab con base en la Tabla 1, y se genera el conjunto de datos referentes a la pierna humana desde el peso y altura de la persona que se relaciona directamente en el modelo de la pierna desarrollado con base en el SimMechanics.

Tabla 1

Datos antropométricos resumidos para miembros inferiores [5].

Segmento	Peso del segmento/ Peso total del cuerpo	Centro de masa/Largo del segmento		Radio de giro/Largo del segmento Centro de gravedad
		Proximal	Distal	
Pie	0.0145	0.5	0.5	0.475
Pierna	0.0465	0.433	0.567	0.302
Cadera	0.1	0.433	0.567	0.323
Pierna y pie	0.061	0.606	0.394	0.416
Pierna total	0.161	0.447	0.553	0.326

El modelo, representado en la Fig. 1, es constituido fundamentalmente por bloques, que representan los segmentos de la pierna, y las juntas rotacionales, representando la cadera y la rodilla, y que siguen el sentido del movimiento de las articulaciones humanas.

Cada bloque es conectado a sensores que monitorean las variaciones sufridas y los accionamientos, tanto resultantes del sistema de control (articulación de la rodilla) como de la referencia directa (articulación de la cadera), que provocan esas variaciones conforme al proceso de la simulación.

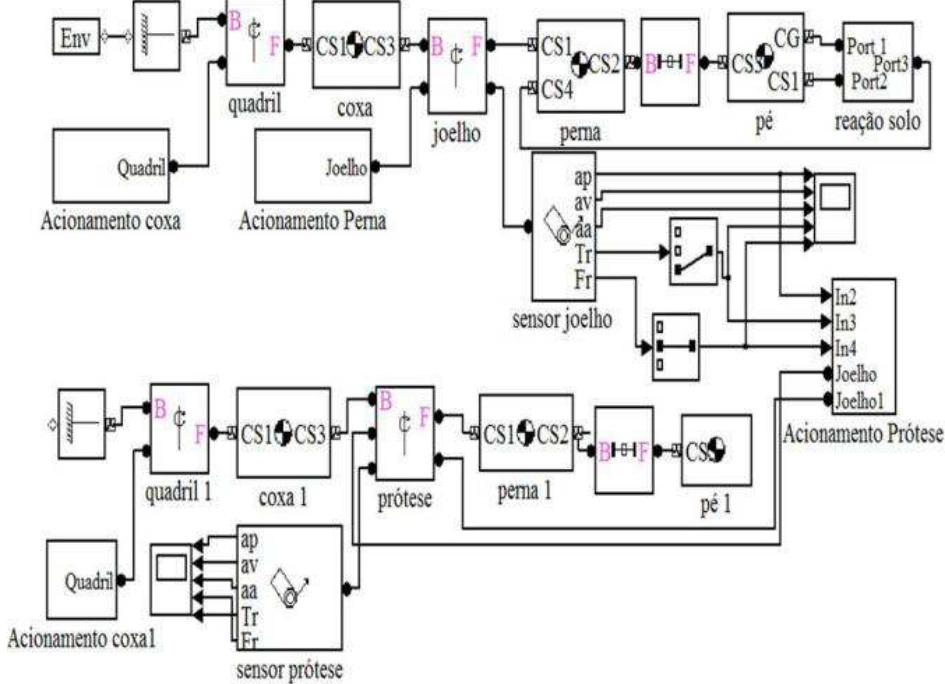


Fig. 1 Modelo del péndulo doble de la pierna humana y prótesis en el SimMechanics

Para evitar que debido al formato de los segmentos, los mismos varíen sin una geometría específica, se hace uso del radio de giro de cada segmento, así como, la localización de los centros de masa de cada uno de ellos (Tabla 1), para adaptar los segmentos a cilindros conforme se muestra en la Fig. 2.

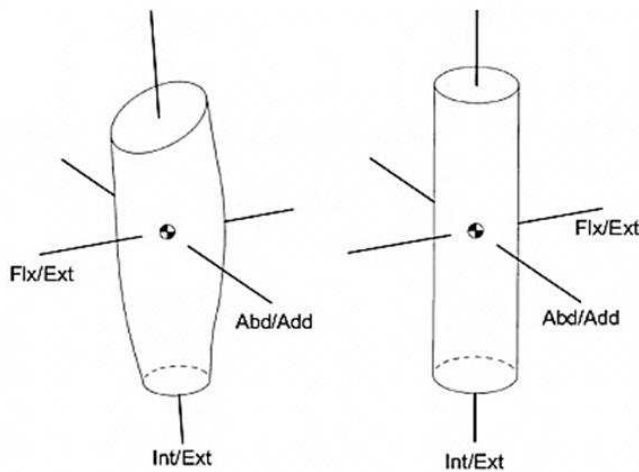


Fig. 2 Ejemplo de simplificaciones geométricas del segmento de la pierna [6]. Sistema de ejes en el centro de masa

Se hace posible lograr la matriz de inercia (x, y, z) para cada segmento en función de la masa, radio de giro y largura, siendo la matriz (1) para segmentos de la pierna y muslo y la matriz (2) para el pie.

$$I_{\text{pierna-muslo}} = \begin{bmatrix} m\rho_0^2 & 0 & 0 \\ 0 & m\left(\rho_0^2 - \frac{0.263467}{3}L^2\right) & 0 \\ 0 & 0 & m\rho_0^2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$I_{\text{pie}} = \begin{bmatrix} m\left(\rho_0^2 - \frac{1}{12}L^2\right) & 0 & 0 \\ 0 & m\rho_0^2 & 0 \\ 0 & 0 & m\rho_0^2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

El modelo físico de la pierna derecha tuvo el posicionamiento de los vectores de reacción ajustados, por medio de comparación, de modo que el torque generado en la articulación de la rodilla y la fuerza axial calculada para la parte proximal de la pierna, fueran similares con señales reales encontradas en el experimento<sup>5</sup>.

Con relación al modelado del sistema de control de la articulación de la rodilla, para que se posibilitase el uso de diferentes configuraciones de prótesis auxiliares, las señales a ser utilizadas deben estar los más próximas posibles de la rodilla. Para ello se seleccionaron mediciones de variación angular, momento interno y fuerza axial de la región proximal de la pierna como entradas dinámicas en el sistema de control. Por medio de la velocidad angular, 'w', se puede establecer una correlación de amortecimiento viscoso, 'B', y el Torque generado en la pierna, 'T':

$$T = B * w \quad (3)$$

La función de la rodilla cambia conforme se desarrollan las diferentes fases de la marcha. A fin de realizar el accionamiento apropiado a lo largo del proceso de la marcha, es necesario que el sistema sea capaz de identificar la fase en la que se encuentra. Para lo cual, se discretiza el comportamiento de las señales de entrada, mediante El análisis de los gráficos, de modo que se relacionen las respuestas de la articulación de la rodilla con el patrón de cada fase.

Este análisis partió de la división convencional de las fases de la marcha humana<sup>6</sup>: respuesta al peso, apoyo intermedio, apoyo final, pre-balanceo, balanceo inicial, balanceo intermedio y balanceo final. Durante el análisis en la fase de apoyo, se entendió necesario subdividir las fases más largas, en este caso el apoyo intermedio y apoyo final, en dos instantes adicionales distintos, debido a repentinas variaciones de las señales de entrada, totalizando, por tanto, nueve fases a ser identificadas.

En el controlador cada fase fue configurada en bloques específicos que correlacionan las señales por medio de lógica AND demostrado en la Fig. 3. El procesamiento de las señales en el Simulink se dio conforme a lo relacionado en la Fig. 4.

El controlador lógico del sistema de accionamiento monitoriza continuamente todas las fases identificadas, suministrando un patrón de torque equivalente a cada una en un sistema de control proporcional a la velocidad angular desarrollada por la junta. El sistema posee una única salida que se conecta al bloque de la articulación protésica, transmitiendo el accionamiento deseado a lo largo de la marcha. La respuesta es entonces validada por medio de su comparación con las respuestas de variación angular producidas por la rodilla en el modelo físico y la articulación de la prótesis.

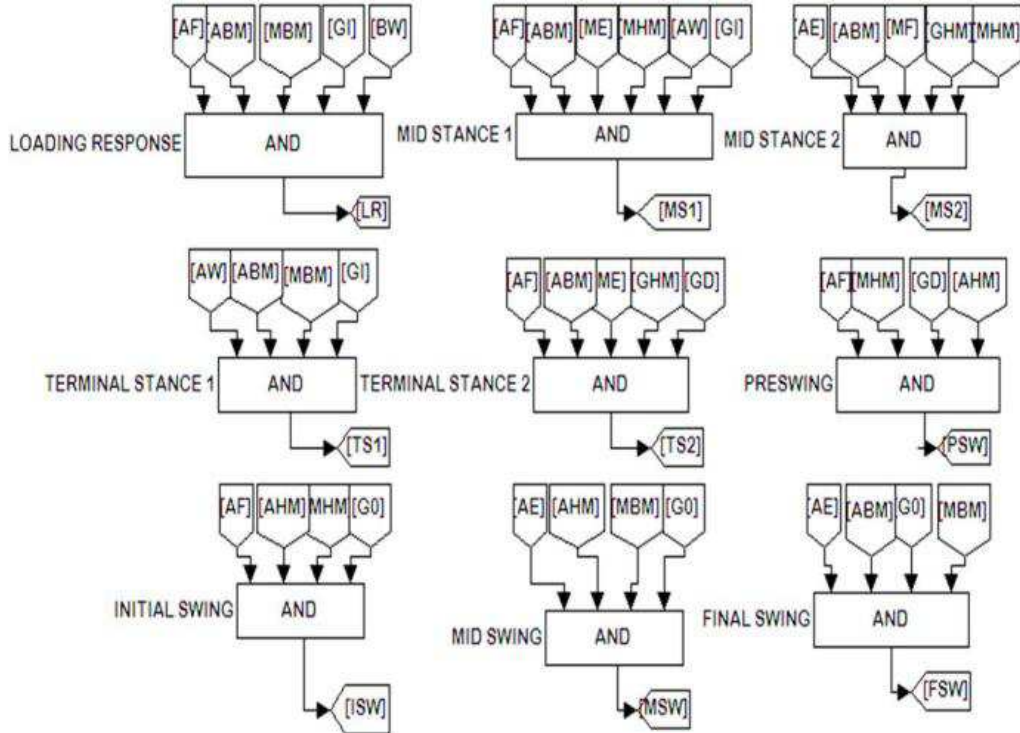


Fig. 3 Sistema de identificación de fases parcialmente reproducido con el Simulink. Donde AF – ángulo de flexión, AE – ángulo de extensión, AHB – ángulo arriba de la media, ABM – ángulo abajo de la media, MF – Momento de flexión, ME – Momento de extensión, MHM – momento arriba de la media, MBM – momento abajo de la media, GD – fuerza axial decreciendo, GI - fuerza axial creciendo, GHM – fuerza axial arriba de la media, GBM - fuerza axial abajo de la media, AW - fuerza axial arriba del peso, BW - fuerza axial abajo del peso, G0 – fuerza axial igual a cero.

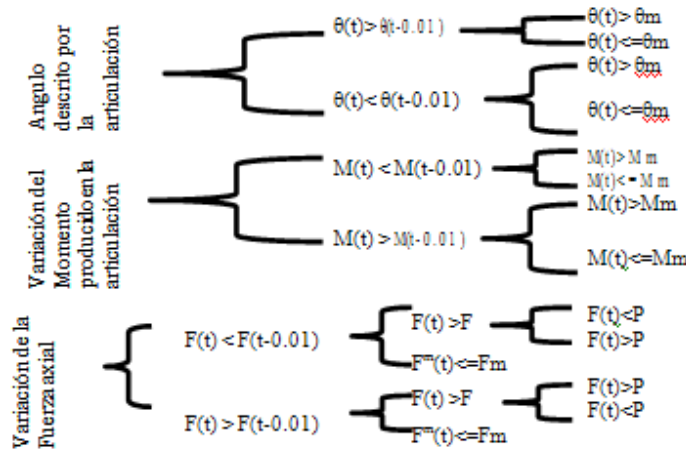


Fig. 4 Parámetros de clasificación de las variables monitorizadas. Donde  $\theta(t)$  es el ángulo descrito por la articulación de la rodilla en un instante dado ( $t$ ),  $\theta_m$  el ángulo medio descrito a lo largo de un ciclo de marcha,  $M(t)$  el momento en un instante dado ( $t$ ),  $M_m$  el momento medio,  $F(t)$  la fuerza axial en un instante dado  $t$ ,  $F_m$  la fuerza media y  $P$  el peso del paciente.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Fig. 5 se observa el modelo generado por el SimMechanics a partir de los datos generados en la función Antropometría, desarrollada en Matlab. Mientras que las figuras 6, 7 y 8 representan los gráficos resultantes de la simulación del modelo para

variación angular, velocidad angular y torque motriz, como se demuestra estos se encuentran próximos a los patrones reales. La Tabla 2 representa el resultado lógico para cada fase del ciclo de marcha.



Fig. 5 Modelo de la pierna según el abordaje del péndulo doble generado por el SimMechanics

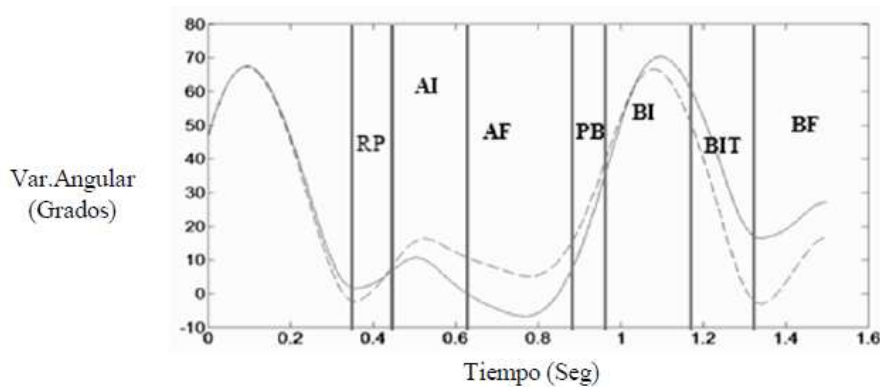


Fig. 6 Gráfico de la variación angular en grados de la articulación de la prótesis de la rodilla por medio del control (sólido) y real ( $^{\circ}$  v.s t). Donde RP - repuesta al peso, AY - apoyo intermedio, AF - apoyo final, PB - pre balanceo, BI - balanceo inicial, BIT- balanceo intermedio, BF - balanceo final.

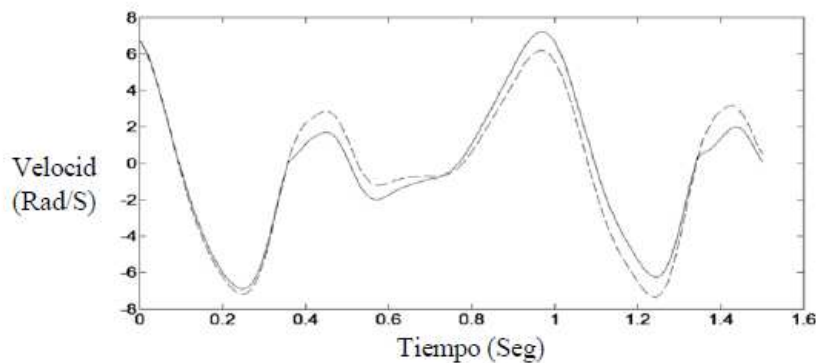


Fig. 7 Gráfico de la velocidad angular en radian por segundo (rad/s) de la articulación de la prótesis de rodilla por medio del control (sólido) y real.

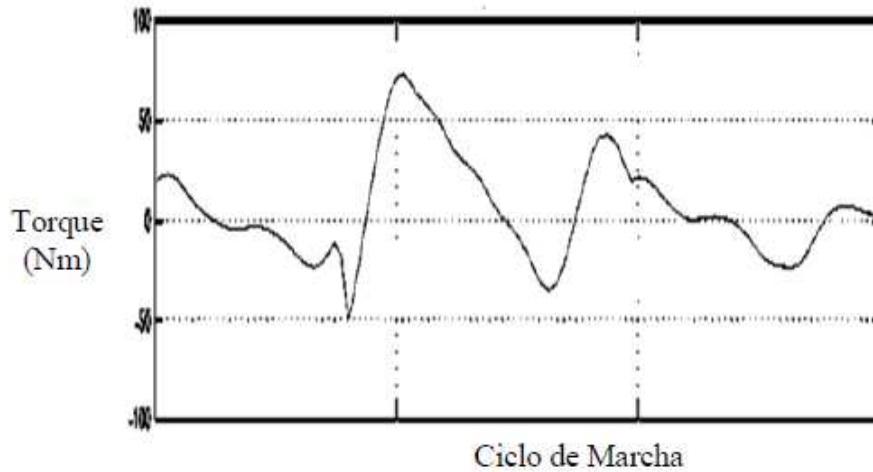


Fig. 8 Gráfico de la variación del torque en Nm de la articulación de la prótesis de rodilla por medio del control.

Tabla 2. Clasificación paramétrica de las fases del ciclo de marcha humano de acuerdo con la ocurrencia (x) o no (espacio en blanco) de un estado lógico de una de las señales monitoreadas. Donde  $\theta$  - desplazamiento angular en grados, M - Momento en Nm y Fa - Fuerza Axial en N.

Fases de Marcha	Respuestas al Peso	Apoyo intermedio 1	Apoyo intermedio 2	Apoyo final 1	Apoyo final 2	Pre-balanceo	Balanceo inicial	Balanceo intermedio	Balanceo final
$\theta(t) < \theta(t-0.01)$								X	X
$\theta(t) > \theta(t-0.01)$	X	X			X	X	X		
$\theta(t) > \theta_m$						X	X	X	
$\theta(t) \leq \theta_m$	X	X	X	X	X				X
$M(t) > M(t-0.01)$		X			X				
$M(t) < M(t-0.01)$						X		X	X
$M(t) > M_m$		X				X	X		
$M(t) \leq M_m$	X								X
$F_a(t) < F_a(t-0.01)$					X	X			
$F_a(t) > F_a(t-0.01)$	X	X		X					
$F_a(t) > F_{am}$			X		X				
$F_a(t) < F_{am}$									
$F_a(t) > P$		X							
$F_a(t) < P$	X			X					

Los resultados logrados por medio del modelo y sistema de control son similares a los resultados presentados por Winter en su experimento, comprobándose que para condiciones externas iguales, el modelo sigue el ciclo de marcha normal. El gráfico de la variación angular mostrado en la Fig. 6 presenta claramente las siete fases de un ciclo de marcha, característica fundamental para el desarrollo de la marcha.

En el gráfico en la Fig. 7 se representa la velocidad angular, siendo uno de los parámetros fundamentales en la obtención del torque motriz (Fig. 8) que actúa en el accionamiento de la articulación. Todas esas respuestas son resultados de la habilidad del control en reconocer las diferentes configuraciones de la pierna humana por medio de la correlación de estados lógicos de las señales monitoreadas e que son sintetizadas en la Tabla 2.

## CONCLUSIONES

Referente al modelado físico de la prótesis transfemoral se logró desarrollar el sistema biomecánico, basado en una pierna sana, y lograr su comportamiento en la ejecución de un ciclo de marcha normal. Los resultados alcanzados en el presente trabajo abren nuevas perspectivas para futuras investigaciones relacionadas a proyectos biomecánicos.

El procedimiento y herramientas desarrolladas pueden ser extendidos, como puntos de referencia, a otros tipos de prótesis, con énfasis en el modelado de prótesis de miembros inferiores.

El modelo biomecánico proyectado es capaz de simular diferentes tipos de movimientos relacionados con la marcha humana respecto a prótesis de rodilla.

La adhesión de nuevos patrones de comportamiento al control posibilitaría nuevas actividades al usuario de este procedimiento, con el empleo del mismo modelo físico

## REFERENCIAS

- [1] Pitkin M. (2010) Biomechanics of lower limb prosthetics. Boston, Ma: Springer- Verlag Berlin Heidelberg.
- [2] Nandi G C, Gupta B. (2006) Bio-inspired control methodology of walking for intelligent prosthetic knee. Allahabad. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.109.4045&rep=rep1&type=pdf>
- [3] Qi D. (1982) A speed adaptive control algorithm for the self-contained a/k prostheses. Shanghai: B.S Shanghai Jiao Tong University.
- [4] Muñoz, Vargas J E, Gutiérrez, García D.A, Avila, Bohórquez C (2007) Modelo de la cinética de la marcha humana con prótesis. Bogotá: 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica.
- [5] Winter D A. (2009) Biomechanics and motor control of human movement. 4 ed. United States of America: wiley.
- [6] Vaughan, Christopher L.; Davis, Brian L.; Connor, Jeremy C.0. (1999) Dynamics of human gait. 2 ed. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers

## AUTORES

1. Rayane Floriano Batista. Ingeniera en Mecatrónica, Universidad del Estado de Amazonas, Manaus, Brasil, [rayane.floriano@gmail.com](mailto:rayane.floriano@gmail.com)
2. José Rafael Abreu García, Ingeniero Electricista, Doctor en Ciencias Técnicas, Facultad de Ingeniería Eléctrica Universidad Central de Las Villas, Santa Clara Cuba [abreu@uclv.edu.cu](mailto:abreu@uclv.edu.cu)
3. Feliberto Fernández Castañeda, Ingeniero Mecánico, Doctor en Ciencias Técnicas, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad Central de Las Villas Santa Clara Cuba [felifc@uclv.edu.cu](mailto:felifc@uclv.edu.cu)