

# Simulation of human gait using real data in a computational exoskeleton model for lower limb

Ezequiel Britos<sup>1,2</sup>, Julio C. Politti<sup>1</sup>, Myriam C. Herrera<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Laboratorio de Biomecánica, Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán, San Miguel de Tucumán, Argentina.

<sup>2</sup>INSIBIO, CONICET, Universidad Nacional de Tucumán, San Miguel de Tucumán, Argentina.

<sup>3</sup>Laboratorio de Investigaciones Cardiovasculares Multidisciplinarias, Departamento de Bioingeniería, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán, San Miguel de Tucumán, Argentina.

**Abstract**— In this work, the torques (moments of forces) performed by the joints of the lower limbs (hip and knee) were obtained, through a simulation of the gait cycle in a computational model of a 4-degree freedom exoskeleton. Real data obtained from a gait analysis laboratory were used. The computational model of the exoskeleton used was designed in SolidWorks® software with the anthropomorphic data of the subject from which the gait cycle data were obtained. For the determination of the inertial and mass properties of the model, the Hannavan model was used. The data were processed using MATLAB® and the rotation angles of the hip and knee joints were obtained for the right and left lower limbs at each time point in the cycle. The processed data were entered into the MSC ADAMS®, commercial software for the design and study of mechanical parts, where the corresponding simulations were performed. In this way, it was possible to size the actuators to be used in the later construction of the exoskeleton.

**Keywords**— Angle rotations joints, Computational model, Exoskeleton, Gate cycle, Hannavan's model.

**Resumen**— En este trabajo se obtuvieron los torques (momentos de fuerza) ejercidos por las articulaciones de los miembros inferiores (articulación de la cadera y rodilla) a través de una simulación del ciclo de la marcha sobre un modelo computacional de un exoesqueleto de 4 grados de libertad. Se utilizaron datos reales obtenidos en un laboratorio de análisis de la marcha. El modelo computacional del exoesqueleto fue diseñado en SolidWorks® utilizando los datos antropomórfico del sujeto que realizó la caminata en el laboratorio. Se usó el modelo de Hannavan para la determinación de las propiedades inerciales y máscas del modelo. Los datos fueron procesados en MATLAB® y los ángulos de rotación de las articulaciones de la cadera y la rodilla fueron obtenidos tanto para el miembro derecho como izquierdo en cada punto de la marcha. Los mismos fueron ingresados al software comercial MSC ADAMS® donde se llevó a cabo al simulación. De esta forma fue posible dimensionar los actuadores que se van a utilizar en la construcción del exoesqueleto.

**Palabras clave**— Ángulos de rotación de las articulaciones, Modelo computacional, Exoesqueleto, Ciclo de la marcha, Modelo de Hannavan.

## I. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo simular los movimientos de los segmentos corporales correspondiente a los miembros inferiores (muslo-pierna) durante la marcha humana. Esta simulación se realiza sobre un diseño computacional de un exoesqueleto para miembro inferior, utilizando un software comercial. Con tal fin se utilizaron datos procesados obtenidos en un laboratorio de la marcha. Se pretende así estudiar las fuerzas y momentos realizados por los miembros inferiores durante el ciclo completo de la marcha humana normal. De este modo se hace posible determinar los actuadores (motores) que se necesitan para el desarrollo y control de un prototipo mecánico de exoesqueleto que ayude a una persona con problemas ambulatorios a caminar de la manera más próxima a la marcha normal.

### *La marcha humana normal*

En los últimos años, se ha prestado considerable atención al estudio e investigación de la marcha humana en personas sin problemas ambulatorios, debido a la capacidad de predicción y aplicaciones potenciales en las áreas de la biomecánica clínica, rehabilitación, neurociencias y la robótica [1].

La marcha humana normal se realiza mediante movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades inferiores, superiores y del tronco que determinan un desplazamiento el centro de gravedad [1]. Dichos movimientos pueden ser estudiados en el espacio a partir de planos definidos durante su proceso (Fig. 1).

La marcha normal puede describirse enumerando algunas de sus características:

- **Longitud del paso completo:** Es la distancia lineal entre dos sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie [2] (Fig. 2).
- **Longitud del paso:** Es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto del talón de un pie con el del talón del otro pie [2] (Fig. 2).



Fig. 1. Modelización de la marcha humana normal usando segmentos y articulaciones.



Fig. 2. Algunos parámetros por medir en la marcha humana.

La marcha puede ser dividida para su estudio en dos grandes fases:

**Fase de apoyo:** Es cuando una pierna está en contacto con el suelo. Esta fase suele dividirse en cinco intervalos [3] (Fig. 3):

- Contacto del talón: instante en el que el talón toca el suelo.
- Apoyo plantar: contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo medio: momento en el que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.
- Elevación del talón: instante en el que el talón se eleva del suelo.
- Despegue del pie: momento en el que los dedos del pie se elevan del suelo.

**Fase de balanceo:** cuando la pierna no contacta con el suelo, la cual puede ser dividida en tres intervalos [3] (Fig. 3):

- Aceleración: se caracteriza por la aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- Balanceo medio: la pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
- Desaceleración: el extremo de la pierna desacelera al final del intervalo.

Se define **un paso** como la relación secuencial de una fase portante o de apoyo y otra oscilante o balanceo de una extremidad.

Según el Instituto de Biomecánica de Valencia, la cantidad relativa de tiempo empleado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal de 100 a 115

pasos por minutos, es del 60% del ciclo total para la fase de apoyo y del 40% del ciclo total para la fase de balanceo [3].

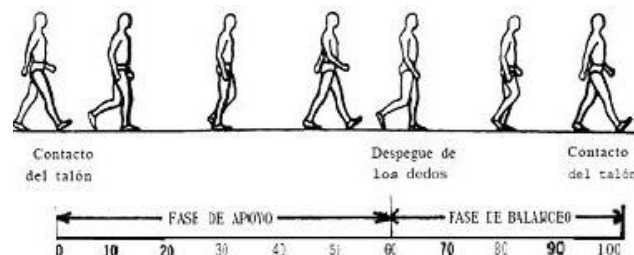


Fig. 3. Fases y etapas del ciclo de la marcha y porcentaje de tiempo que ocupa cada fase.

Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

#### *Problemáticas que afectan la marcha humana*

El accidente cardiovascular (ACV) es una de las problemáticas ambulatoria que inhibe a una persona en sus movimientos y constituye una de las principales causas de discapacidad en adultos en el mundo. La mayoría de las personas afectadas tienen algún tipo de parálisis importante y requieren ayuda profesional para rehabilitación. Las principales consecuencias de los ACV son la debilidad muscular, la pérdida de amplitud de movimientos y el deterioro en la generación de fuerzas [4]. Esto genera deficiencias en el control motor, limitando así la capacidad para la vida independiente y la autosuficiencia económica de las personas afectadas. La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que para el año 2050 se incrementará en un 73% el número de personas mayores de 65 años en los países industrializados, edad en la cual el ser humano es más propenso a los ACV. De la misma manera, se espera una tendencia ascendente de la demanda para la rehabilitación de esta población afectada. Por otro lado, los accidentes viales o laborales han incrementado el número de personas discapacitadas a nivel mundial. Es por ello que, la ciencia y la tecnología se encuentran trabajando actualmente para dar respuesta a este problema con el desarrollo de exoesqueletos portables por un usuario [5].

#### *Exoesqueleto*

Un Exoesqueleto es un dispositivo activo mecánico que es esencialmente antropomórfico en su naturaleza, comandado por un operador, se ajusta estrechamente a su cuerpo y trabaja en conjunto con los movimientos del usuario [6]. Básicamente está formado por las siguientes partes: estructura mecánica, sensores y actuadores, set de batería y un sistema de control.

Existen dos tipos de exoesqueleto:

- **Exoesqueleto de rehabilitación:** son dispositivos que tienen como finalidad la recuperación o mejora de una deficiencia motora.
- **Exoesqueleto de asistencia:** dispositivos que tienen como finalidad ayudar y/o acompañar al usuario en las tareas cotidianas de la vida debido a una lesión permanente del mismo [7].

En las tablas I y II se presentan algunos exoesqueletos desarrollados en la actualidad, tanto para asistencia como para rehabilitación respectivamente, a nivel de prototipo comercial y de desarrollo [7]:

TABLA I  
DISPOSITIVOS DE ASISTENCIA PARA MIEMBRO INFERIOR

Table 1 – Full lower limb assistive devices – degrees of freedom, actuation and stage.					
Device	Hip DoF	Knee DoF	Ankle DoF	Actuation	Status
HAL [1]	A-U-U	A	A-U-U	Motor	C
ReWalk [4]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	C
eLegs [5-7]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	C
Rex [8]	A-A-U	A	A-A-U	Motor	C
Mori et al. [9]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
SUBAR [9]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
WPAL [10]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
Saga Univ. [11]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
IHMC [12]	A-A-U	A	U-U-U	SEA	R
Hayashi and Kiguchi [13]	A-U-U	A	U-U-U	Motor	R
Vanderbilt Univ. [14]	A-U-U	A	-	Motor	R
Human	3 rotations: flexion/extension ab/ad-duction rotation	1 rotation: flexion/extension	3 rotations: plantar/dorsal flexion in/e-version pro/sup-ination		

Nota: DoF: A, actuado (actuated), U, pasivo (unactuated). Movimiento humano: la articulación del tobillo (ankle) es compleja, en donde los ejes de movimiento no son simplemente los ejes Euclíneos. Status: C, disponible comercialmente, R, en investigación (research stage). Reproducido de [7].

TABLA II  
DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN ESTACIONARIOS

Table 3 – Stationary rehabilitative devices – comparison of DoF, development stage and clinical trails.					
Device	Hip DoF (flexion/extension-ab/ad-duction-rotation)	Knee DoF (flexion/extension)	Ankle DoF (plantar/dorsal flexion)	Clinical trials	Status
Lokomat	A-R-R	A	P	[39,43-45]	C
Auto-Ambulator	A-R-R	A	P	[53,54]	C
ALEX	A-R-R	A	P	[52]	R
LOFES	A-A-R	A	P	[55]	R

Nota: DoF: A, actuado (actuated), P, pasivo (passive), R, rígido. Status: C, usados clínicamente, R, en investigación (research stage). Reproducido de [7].

Paralelamente, se han desarrollado y perfeccionado numerosos softwares CAD (*Computer Assistive Design*) para el diseño y desarrollo de todo tipo de productos. Los mismos no solo permiten diseñar el producto sino que también permiten simular su funcionamiento bajo distintas condiciones, es decir, si tomamos el ejemplo de piezas mecánicas, podemos realizar un completo estudio de cómo se comporta frente a las flexiones, contracciones, esfuerzos en distintas direcciones, deformaciones, etc. Dependiendo de qué software se utilice, se pueden hacer distintos tipos de simulaciones, ya sea, de flujo, esfuerzos, movimientos, cinemáticos, dinámicos, etc.

En el mercado industrial-tecnológico existen diversos softwares entre los que se destacan por ser los más utilizados: SolidWorks®, Autodesk Inventor®, SolidEdge®, MSC Adams®, Catia®, etc.

Dependiendo de la propuesta del operador podrán aplicarse las ventajas de uno u otro software. En este trabajo se utilizó el SolidWorks®, por su potencia en lo que respecta a diseño paramétrico, facilidad de uso y la cantidad enorme de información que hay disponible, y el MSC Adams por su gran motor de simulación de piezas mecánicas y capacidad para comunicarse con softwares tanto de diseño (SolidWorks®) como de procesamiento de datos y control de sistemas (MATLAB).

Con estas herramientas, se desarrolló un modelo computacional de un exoesqueleto de cuatro grados de libertad (4GDL) para miembros inferiores que simula el ciclo de la marcha humana. Este modelo se lo utilizó para determinar los parámetros cinemáticos y dinámicos durante la misma, lo que nos permitió definir y dimensionar los actuadores para el exoesqueleto.

Finalmente se desarrolló un prototipo de laboratorio para estudio y control de los mismos y de los sensores que serán utilizados, como paso previo a la construcción del exoesqueleto.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Los datos experimentales del ciclo de la marcha se obtuvieron en el Laboratorio de Análisis de la Marcha del Centro Hospitalario Universitario de Rouen (CHUR) en Francia; esto es, se registró la marcha normal de una persona de sexo masculino (masa de 72 kg y altura 1.72m) sin problemas músculo-esqueléticos. El análisis de movimiento se realizó utilizando un sistema de análisis de movimiento de vídeo asistido por computadora con cinco cámaras infrarrojas (VICON, *Oxford Metrics Ltd.*, Oxford, Inglaterra). El protocolo de VICON (VCM) fue utilizado para la colocación de 24 cuerpos marcadores retro-reflectivos.

Durante la marcha del sujeto el sistema toma la lectura de las coordenadas espaciales de cada marcador retro-reflectivo, con respecto a una referencia fija en el suelo, cada cierto intervalo de tiempo. La frecuencia de muestreo fue de 120 cuadros por segundo, es decir, una muestra cada 0,008 s. Las coordenadas que el sistema almacena son longitudes en la dirección x, y, z para cada marcador. Los resultados de esta prueba fueron dispuestos en una matriz cuya cantidad de columnas es igual al número de marcadores retro-reflectivos multiplicado por 3, debido a cada coordenada, y almacenada en un archivo de texto. De todos los datos de la marcha, se utilizaron en este trabajo sólo aquellos referidos a los miembros inferiores y sólo de las coordenadas (x,y) ya que nuestros actuadores se mueven en ese plano.

Procesamiento

En primera instancia, utilizando Matlab® R2014a, se convirtieron las coordenadas de los marcadores correspondientes a cada uno de los extremos segmentales (muslo y pierna) en los respectivos ángulos de rotación de la articulación con respecto a su vertical (Fig. 3) durante la marcha. Para ello se utilizó el algoritmo formado por las ecuaciones (1) y (2):

$$L1 = \sqrt{[(A2_x - A1_x)^2 - (A2_y - A1_y)^2]} \tag{1}$$

$$\theta = asin\left[\frac{(A2_x - A1_x)}{L1}\right] \tag{2}$$

A1 y A2 son los puntos extremos de cada segmento con componentes x e y, siendo x la dirección horizontal,  $\theta$  es el ángulo con respecto a la vertical y L1 es la longitud del segmento corporal correspondiente (muslo y pierna) (Fig. 3).

Con estos datos se generó una matriz de 4 columnas, donde cada columna representa el ángulo de rotación de cada articulación medido con respecto a la vertical al piso.

A estos datos, para quitarles el ruido teniendo en cuenta los rasgos distintivos de la caminata realizada por la persona durante la toma de datos, se les hizo un ajuste polinómico diferente de acuerdo al grado de variabilidad de cada curva. Es decir, representamos la curva de los ángulos de rotación de las articulaciones por medio de un polinomio, utilizando la función *Polyfit* de MATLAB®.

La curva de la articulación muslo-cadera (derecha e izquierda) se ajustó con un polinomio de grado 9 y la de la articulación de la rodilla (derecha e izquierda) con un polinomio de grado 13.

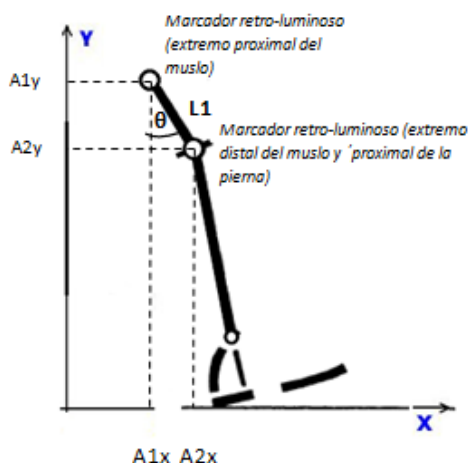


Fig. 3. Procedimiento de cálculo del ángulo de rotación de la articulación de la cadera, con respecto a la vertical ( $\theta$ ). El mismo procedimiento se utiliza para la articulación de la rodilla, obviamente utilizando los marcadores retro-luminosos correspondientes.

### Simulación

Dados que estos ángulos debían ser utilizados en el software MSC ADAMS para la simulación de la marcha, se hizo necesario modificar el ángulo de la articulación referido a la vertical por el ángulo adyacente que la pierna forma con el muslo como se muestra en la Fig. 4 (ángulo  $\alpha$ ). Este ángulo  $\alpha$  se calculó según la ecuación (3):

$$\alpha = \theta - \varphi \quad (3)$$

Esto fue necesario por el modo en el MSC ADAMS® define las variables utilizadas para las mediciones angulares.

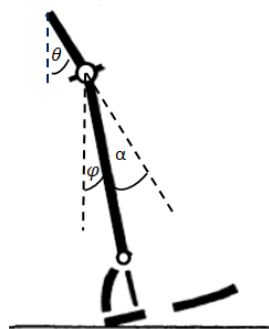


Fig. 4. Los ángulos  $\theta$  y  $\varphi$  son los obtenidos mediante el procesamiento de datos (con respecto a la vertical). El ángulo  $\alpha$  es calculado y utilizado en la simulación para la articulación de la rodilla.

Los datos utilizados conformaban un solo ciclo de la marcha, por lo que se repitieron para lograr 10 ciclos completos. Finalmente se almacenaron en 4 archivos de texto, uno por cada articulación, para ser utilizados por el MSC ADAMS® para la simulación.

En paralelo, se diseñó la estructura del exoesqueleto para miembros inferiores con el software SolidWorks®. La estructura es antropomórfica y consiste principalmente en 4 segmentos que estarían ligados a ambas piernas y muslos y un segmento que se fijará en la cintura del paciente (figura 5).

Para su diseño se tomó como referencia las características del sujeto del cual obtuvimos los datos experimentales del ciclo de la marcha: un hombre de 1.72 m de estatura y una masa de 72 Kg. Con estos datos y

utilizando el modelo de Hannavan se obtuvieron los parámetros básicos necesarios para este primer diseño y posterior simulación, es decir, longitudes segmentales y masas.

Finalmente, se exportó el modelo al software MSC ADAMS®, en donde se le insertaron los actuadores y las articulaciones como así también se definieron las propiedades másicas de cada pieza que componen el exoesqueleto y las condiciones físicas para la simulación. A su vez se agregaron sistemas de referencias locales útiles para las distintas mediciones realizadas en el software.

Se generaron las trayectorias de la marcha humana para cada articulación y se midieron los torques que se producen en cada una de ellas, determinando así, las características de los motores que van a manejar la estructura del exoesqueleto.

### III. RESULTADOS

En la Fig. 5 se muestra el diseño preliminar del exoesqueleto realizado en SolidWorks®.

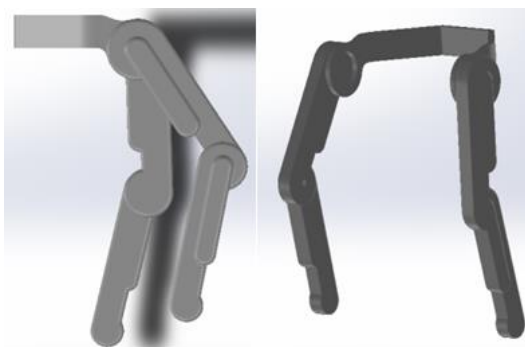


Fig. 5. Diseño preliminar del exoesqueleto prototipo realizado en SolidWorks®.

El modelo exportado a MSC ADAMS® consiste de 4 segmentos que representan los miembros inferiores y 4 articulaciones de rotación que representan las articulaciones cadera-muslo y muslo-rodilla (Fig. 6).

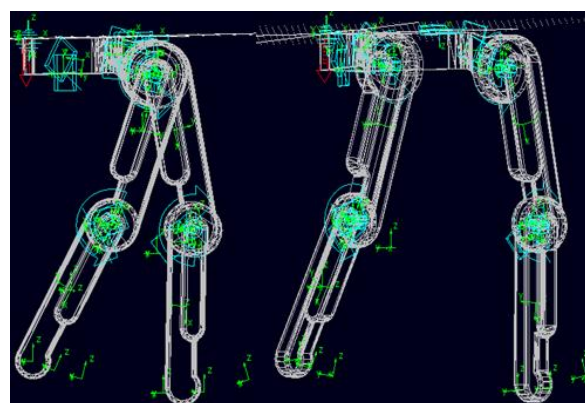


Fig. 6. Modelo del exoesqueleto diseñado en SolidWorks® y exportado a MSC ADAMS® para ser utilizado en la simulación.

En la Fig. 7 se observan las curvas de los ángulos de rotación obtenidas de los datos experimentales tomados en el laboratorio de la marcha.

Las curvas suavizadas y ajustadas con los polinomios utilizados se presentan en la Fig. 8.

Luego de suavizar las curvas, se repiten los datos para abarcar 10 ciclos de la marcha completos (Fig. 9).

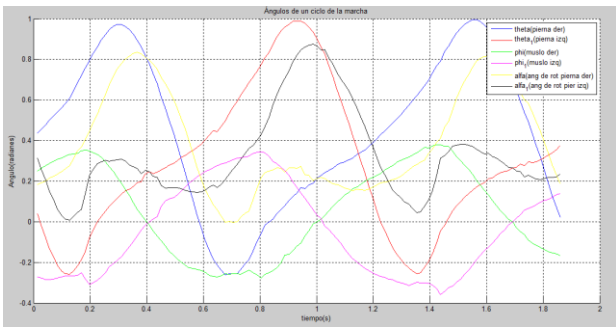


Fig. 7. Gráfica de las curvas de los ángulos de rotación de las articulaciones de la cadera y rodilla para ambos miembros inferiores. Azul: ángulo con respecto a la vertical de la pierna derecha, Rojo: ángulo con respecto a la vertical de la pierna izquierda, Verde: ángulo de rotación de la articulación de la cadera (muslo derecho), Magenta: ángulo de rotación de la articulación de la cadera (muslo izquierdo), Amarillo: ángulo de rotación de la articulación de la rodilla derecha, Negro: ángulo de rotación de la articulación de la rodilla izquierda.

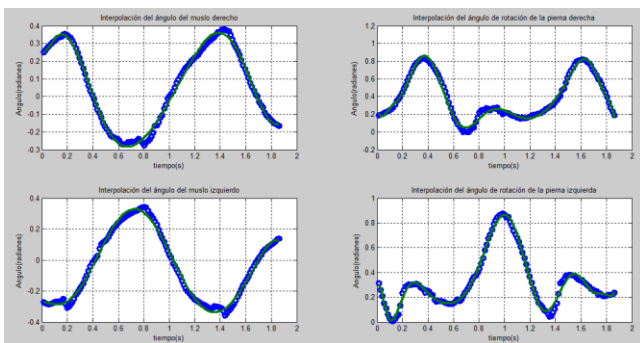


Fig. 8. Ajuste de las curvas de los ángulos de rotación de las articulaciones de la cadera y rodilla derecha e izquierda mediante polinomios. Azul: ángulo de rotación de las articulaciones, Verde: curva de ajuste por medio de polinomios.

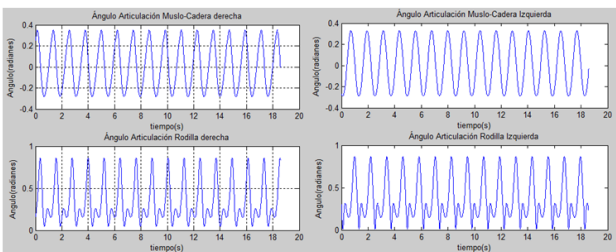


Fig. 9. Curvas resultantes del ajuste polinomial a las curvas de rotación de las articulaciones y repetidas para formar 10 ciclos de la marcha completos.

Los datos correspondientes a los diez ciclos se introdujeron en el MSC ADAMS® para realizar la simulación del ciclo de la marcha. En la Fig. 10 se observa una parte de la simulación y el desplazamiento de los miembros inferiores del exoesqueleto.

Posteriormente, en el MSC ADAMS® se realizaron las mediciones de los torques ejercidos por los actuadores durante el ciclo. Esta información permitió definir los actuadores que se utilizarán para la sucesiva construcción del exoesqueleto. En la Fig. 11 y Fig. 12 se muestran los torques resultantes medidos para las articulaciones de la cadera y rodilla derecha e izquierda respectivamente.

De las gráficas de puede concluir que los torques para las articulaciones de la cadera-muslo se encuentran en el orden de 25 Nm, mientras que para la articulación de la rodilla es de 15 Nm. Es importante destacar que estos valores son para las características del sujeto que se utilizó para el análisis de la marcha.

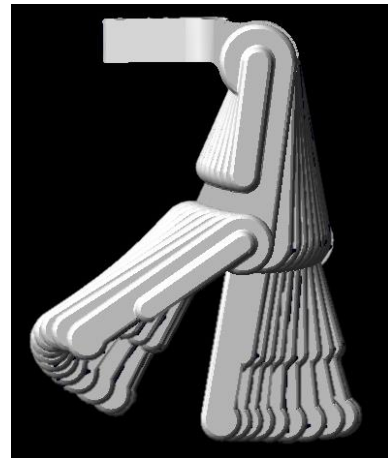


Fig. 10. Parte de la simulación del ciclo de la marcha en el MSC ADAMS®.

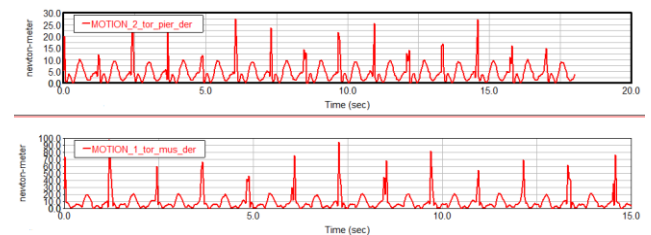


Fig. 11. Torques ejercidos por las articulaciones de la rodilla y la cadera derecha respectivamente.

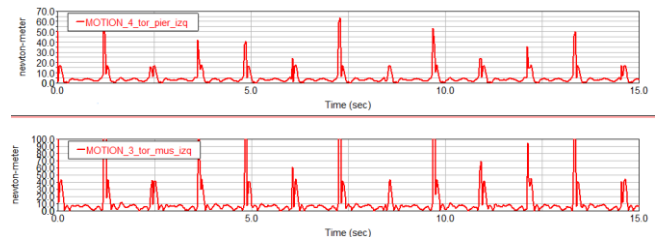


Fig. 12. Torques ejercidos por las articulaciones de la rodilla y la cadera izquierda respectivamente.

En la Fig. 13 podemos ver la correlación entre las distintas etapas del ciclo de la marcha y los torques ejercidos por las articulaciones de la rodilla y la cadera derecha.

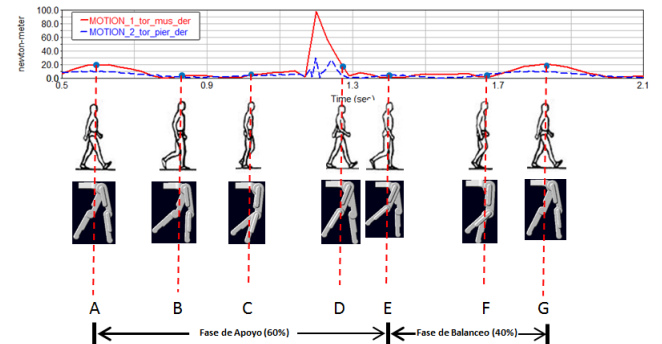


Fig. 13. Correlación de las distintas etapas del ciclo de la marcha con los torques ejercidos en las articulaciones de la cadera y la rodilla derecha. En Rojo: torque de la articulación de la cadera, Azul punteado: torque de la articulación de la rodilla derecha. A: contacto de talón, B: apoyo plantar, C: apoyo plantar medio, D: elevación de talón, E: despegue de los dedos, F: balanceo medio, G: desaceleración.

## IV. DISCUSIÓN

En este trabajo se simuló, sobre un diseño de una estructura de un exoesqueleto para miembro inferior, el ciclo de la marcha humana con datos obtenidos experimentalmente en un laboratorio de análisis de la marcha ubicado en Rouen, Francia. El diseño de la estructura del exoesqueleto se realizó en SolidWorks® (figura 5) y se tuvo en cuenta el modelo de Hannavan para definir las dimensiones y propiedades mecánicas. }

Los datos obtenidos experimentalmente se procesaron y se prepararon para ser utilizados en las simulaciones, las cuales se realizaron en el software MSC ADAMS. Como resultado de las simulaciones se midió el torque que realizan los actuadores en cada articulación, es decir, cadera-muslo y rodilla para ambos miembros.

## V. CONCLUSIONES

Se presentó el desarrollo de un modelo computacional de un exoesqueleto de miembro inferior para llevar a cabo simulaciones de la marcha humana.

En la Fig. 11 y Fig. 12 podemos observar una pequeña diferencia de torque medido en la articulación de la cadera derecha e izquierda. Esto se debe principalmente a las características particulares en la caminata del sujeto. Otra cuestión a observar son los picos que vemos en estas mismas gráficas, los cuales se deben a una pequeña discontinuidad que qué se generó cuando extendimos el conjunto de datos para lograr 10 ciclos completos de la marcha.

Estas mediciones del torque en las articulaciones nos permiten dimensionar los actuadores a utilizar en la estructura del exoesqueleto en el momento de su construcción.

Como siguiente paso a realizar en un futuro, se pretende obtener un modelo matemático del exoesqueleto para poder obtener a través de la cinemática directa e inversa y la dinámica directa e inversa los torques que se necesitan en cada articulación durante el ciclo de la marcha para lograr el control del exoesqueleto. El modelo computacional permitirá además comparar los resultados obtenidos analíticamente para una persona sana, con datos obtenidos de la marcha de personas con diferentes patologías ambulatorias, así como los de personas con miembros amputados.

## REFERENCIAS

- [1] Christian Augusto Silva Castellanos, "Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior mediante herramienta de simulación dinámica (Aplicación en OPENSIM)", Universidad Nacional de Colombia, departamento de ingeniería de mecánica y mecatrónica, 2015.
- [2] J. K. Aggarwal and Q. Cai, "Human Motion Analysis: A Review", Computer and Vision Research Center, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Texas at Austin, 1997.
- [3] T. Krasovsky, MSc and M. F. Levin, PhD, "Toward a better understanding of coordination in Healthy and poststroke gait", Neurorehabilitation and Neural Repair 213-224, 2010.
- [4] Robótica médica, notas prácticas para el aprendizaje de la robótica en la bioingeniería, Consorcio OPENSURG. Proyecto iberoamericano para la docencia e investigación en robótica médica utilizando recursos de código abierto, 2013.
- [5] K. Kawamura, S. Bagchi, M. Iskarous and M. Bishay, Intelligent Robotic Systems in service of the disable, IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering (1995), no. 1, 14-21.
- [6] Carignan C. et al. Design of an exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation. Proceeding of the 12th international conference on advanced robotic. 2005.
- [7] Slavka V. et al. Wearable robotic lower limb: review. Biocybernetics and Biomedical Engineering 33, 96-105. 2013.



**Ezequiel Britos** es Ingeniero Biomédico de la Universidad Nacional de Tucumán. Es estudiante del Doctorado en Ingeniería y becario CONICET.



**Julio C. Politti** es Licenciado en Física y Magister en Bioingeniería Actualmente, es Profesor Adjunto de la cátedra de Física 1 y 2 en la Universidad Nacional de Tucumán. Director del Laboratorio de Biomecánica del departamento de Bioingeniería de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán.



**Myriam C. Herrera** es Ingeniera en Electrónica y Doctora en Bioingeniería. Se desempeña como Profesor Titular en la carrera de Ingeniería Biomédica de la UNT. Sus áreas de interés incluyen Instrumentación Biomédica aplicada a patologías cardiovasculares (en especial, al desarrollo de tecnologías innovativas de monitoreo ambulatorio de pacientes) e Ingeniería clínica (Calidad en la prestación de servicios de salud con énfasis en evaluación de productos médicos activos).