

## ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD DE LOS MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS ANTE VARIACIONES EN PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS

### SENSITIVITY ASSESSMENT OF ANTHROPOMETRIC PARAMETERS IN MUSCULOSKELETAL MODELLING

Juan A. Beret<sup>a</sup>, Alejandro Muñoz<sup>a</sup>, Marcos Crespo<sup>b</sup>, Paola Catalfamo Formento<sup>a</sup> y  
Emiliano P. Ravera<sup>a</sup>

<sup>a</sup>*Grupo de Análisis, Modelado, Procesamiento e Implementación Clínica de Señales y Sistemas  
Biomecánicos. IBB, CONICET-UNER*

<sup>b</sup>*Laboratorio de Análisis de la Marcha. Instituto de Rehabilitación Neurológica FLENI*

**Palabras clave:** Biomecánica, Errores en modelos musculoesqueléticos, Análisis clínico de la marcha, *OpenSim*

**Resumen.** Los modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido permiten estudiar la cinemática y dinámica de los movimientos del aparato locomotor humano. Sin embargo, errores inherentes al análisis clínico de la marcha, como la medición de parámetros antropométricos, llevan a un uso limitado de estos modelos en las prácticas clínicas. Se propone estudiar la sensibilidad de los modelos a la variación de parámetros de modelado lo que permitiría optimizarlos y lograr su mayor aceptación. Se realizaron simulaciones musculoesqueléticas utilizando el software *OpenSim*. Para estudiar la sensibilidad de este modelo se variaron todos los parámetros antropométricos de modelado. Los principales resultados mostraron escasa sensibilidad a la variación de parámetros antropométricos de la cadera mientras que la mayor sensibilidad de las estimaciones ocurrió ante variaciones simultáneas de la masa y centro de masa de la pierna y el muslo.

**Keywords:** Biomechanics, Musculoskeletal models errors, Clinical Gait Analysis, *OpenSim*.

**Abstract.** Kinematic and dynamic properties of the human locomotor system are studied by the use of rigid body musculoskeletal modelling. However, inherent errors of clinical gait analysis, as the anthropometrics parameters measurement, carries a limited use of these models in the clinical practices. Then, it is proposed to study the sensitivity of the models to the variation of modeling parameters, which would allow optimizing them and achieving greater acceptance in clinical practices. Musculoskeletal simulations were conducted through *OpenSim*. Sensitivity study of this model was performed varying all anthropometric parameters. The main results showed low sensitivity to the variation of hip anthropometric parameters while the greatest sensitivity of the estimates occurred with simultaneous variations of mass and center of mass of leg and thigh.

## 1. INTRODUCCIÓN

El gesto de la marcha es una secuencia de movimientos coordinados y alternantes que permite al ser humano trasladarse de forma segura a través del espacio (Winter, 1987). Esto es posible gracias a una compleja y altamente coordinada interacción mecánica entre los huesos, músculos, ligamentos y articulaciones dentro del sistema musculoesquelético bajo el control del sistema nervioso central. Este sistema complejo es modelado computacionalmente por los modelos neuro-musculoesqueléticos. En una manera simple, los músculos son descritos como líneas rectas de acción entre el origen e inserción y las articulaciones como centros de rotación fijos (Kaufman et al., 1991). De esta manera estos modelos resultan prometedores en el estudio del movimiento debido a que en base a ellos es posible la estimación de un gran número de características que definen la marcha y constituyen una poderosa fuente de información que, en casos patológicos, puede ser utilizada por el personal clínico en la determinación de un tratamiento (Riley y Kerrigan, 1998). Sin embargo, estos modelos no son utilizados de manera masiva en las prácticas clínicas porque no existe un amplio consenso en término de los errores presentes en los modelos.

En este sentido, Wesseling y col.(2014) examinaron el efecto de la variación de parámetros corporales de cada segmento en los momentos articulares y en las fuerzas musculares durante la marcha con el objetivo de aumentar la fiabilidad en los resultados de estos modelos. Sin embargo, en este estudio utilizaron datos de un sujeto caminando en una cinta, con una velocidad fijada previamente.

Entonces, en este trabajo se propone realizar un estudio de sensibilidad ante la variación de parámetros antropométricos partiendo de datos tomados en un laboratorio de marcha con un sujeto de estudio que seleccione la velocidad a la que va a caminar para analizar este efecto en condiciones de marcha más cercanos al gesto que la persona desarrolla cotidianamente. El objetivo de las simulaciones es poder determinar si las variaciones a determinados parámetros en diferentes magnitudes presentan una mayor sensibilidad, o en otras palabras averiguar a qué parámetro el modelo es menos robusto.

## 2. METODOLOGÍA

### 2.1. Datos utilizados

Se registró la marcha de un sujeto de sexo masculino, de 29 años de edad, 75 kg. de peso y una altura de 1.79 metros. El sujeto no presenta alteraciones físicas ni neurológicas, y su marcha fue evaluada como normal. Se realizaron 6 pasadas con velocidad de marcha autoseleccionada con el objetivo de combinar la información de estas para obtener una sola pasada significativa, disminuyendo los errores para que esta sea representativa de la marcha del sujeto en estudio. Todos los datos fueron tomados en el Laboratorio de Marcha de la Fundación FLENI, que cuenta con los equipos Elite 2002 BTS Bioingeniería compuesto por ocho cámaras (100 Hz) y dos plataformas de fuerzas Kistler 9281E del Grupo Kistler. Se utilizó el protocolo de Davis y col. (Davis et al., 1991) para la localización de marcadores reflectivos.

### 2.2. Modelado y simulaciones musculoesqueléticas

Se utilizó el modelo musculoesquelético *Gait 2392* que presenta 23 grados de libertad y 92 actuadores músculo-tendinosos desarrollado por (Delp et al., 1990). Este cuenta con 12 segmentos rígidos: torso, pelvis, muslos, piernas y 3 segmentos por pie, calcáneo, talón y dedos del pie.

En la figura 1 se observan los ejes coordenados de referencia definidos para los segmentos del modelo, con excepción del torso que es modelado como un único segmento rígido. Los grados

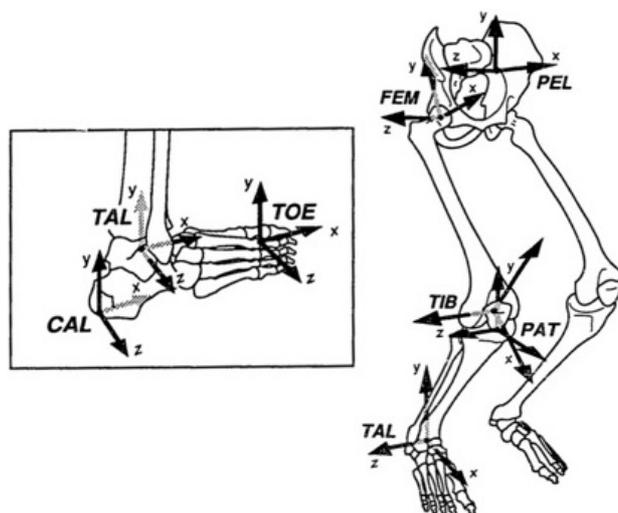


Figura 1: Ubicación de los ejes coordenados de referencia definidos para cada segmento. Pie(TOE), Calcáneo(CAL), Talón(TAL) Tibia(TIB), Rótula(PAT), Fémur(FEM) y Pelvis(PEL) (Delp et al., 1990)

de libertad del modelo incluyen tres rotaciones y tres traslaciones para la pelvis; tres articulaciones esféricas, una ubicada en la tercera vértebra lumbar para el modelado de la interacción entre la pelvis y el tronco y una en cada articulación de la cadera. Además, una articulación típica con acoplamiento traslacional y rotacional en cada rodilla y una articulación de rotación en cada tobillo. En la figura 2 se puede observar el modelo musculoesquelético en el software *OpenSim*.

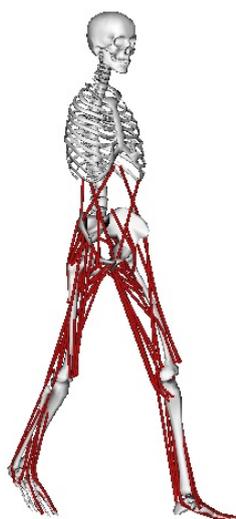


Figura 2: Visualización del modelo musculoesquelético en el software *OpenSim*.

Las simulaciones computacionales se llevaron a cabo mediante el software *OpenSim*, una plataforma de código abierto capaz de modelar, simular y analizar sistemas neuromusculares (Delp et al., 2007). Este software cuenta con la herramienta SimTrack, la cual permite generar

simulaciones de actividad muscular durante movimientos específicos con resultados rápidos y precisos. SimTrack realiza este complejo procesamiento en pasos secuenciales, como puede verse en la figura 3.

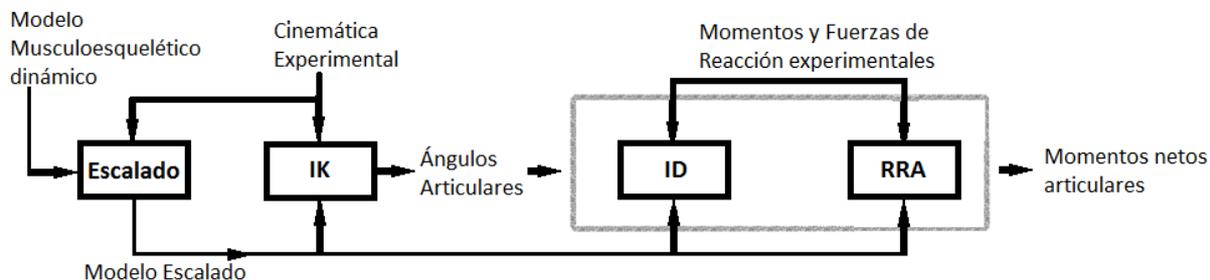


Figura 3: Flujo de trabajo del software *OpenSim*.

### 2.2.1. Modelo base

A través de la función de escalado de *OpenSim*, se adaptó el modelo *Gait2392* a las características del sujeto en estudio. En la tabla 2.2.1 se muestran los parámetros de los distintos segmentos al realizar el proceso de escalado.

|               | Masa [kg] | Centro de masa [m]      | Tensor de Inercia [ $kg \cdot m^2$ ] |          |          |
|---------------|-----------|-------------------------|--------------------------------------|----------|----------|
|               |           |                         | $I_{xx}$                             | $I_{yy}$ | $I_{zz}$ |
| <b>Pelvis</b> | 12.064    | (-0.0651416,0,0)        | 0.0894                               | 0.0757   | 0.0503   |
| <b>Muslo</b>  | 9.5285    | (0,-0.175993,0)         | 0.1470                               | 0.0385   | 0.1550   |
| <b>Pierna</b> | 3.7980    | (0,-0.20522,0)          | 0.0623                               | 0.0063   | 0.0632   |
| <b>Pie</b>    |           |                         |                                      |          |          |
| Talón         | 0.1024    | (0,0,0)                 | 0.001237                             | 0.001237 | 0.001237 |
| Calcáneo      | 1.2805    | (0.1213,0.03638,0)      | 0.0021                               | 0.0059   | 0.0062   |
| Dedos         | 0.2219    | (0.0419,0.0073,-0.0212) | 0.00015                              | 0.00030  | 0.00015  |

Tabla 1: Características antropométricas de los segmentos del lado derecho del modelo escalado con los datos del sujeto de estudio.

### 2.2.2. Cinemática inversa (IK)

Permite determinar los valores de coordenadas generalizadas del modelo que mejor reproducen los datos registrados de los marcadores obtenidos a partir de las capturas de vídeo. Este problema es del tipo de *mínimos cuadrados* ya que minimiza las diferencias entre la ubicación de los marcadores medidos y la ubicación de los marcadores virtuales del modelo.

### 2.2.3. Dinámica inversa (ID)

Permite determinar las fuerzas generalizadas (fuerzas y torques) que actúan para generar el movimiento en estudio (Simm et al., 2010). Para determinar estas fuerzas internas y momentos, las ecuaciones del movimiento del sistema son resueltas con fuerzas externas (por ejemplo, fuerzas de reacción del suelo) y aceleraciones (estimadas por los cambios angulares y de posición de los segmentos) obtenidas en la etapa de Cinemática Inversa.

$$\underbrace{M(q) \cdot \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + g(q)}_{\text{conocido}} = \overbrace{\tau}^{\text{desconocido}} \quad (1)$$

Donde  $(q, \dot{q}, \ddot{q}) \in R^N$  son los vectores de posiciones generalizadas, velocidades y aceleraciones, respectivamente;  $M(q) \in R^{N \times N}$  es la matriz de masas del sistema;  $c(q, \dot{q}) \in R^{N \times N}$  es el vector de Fuerzas de Coriolis y fuerzas centrífugas;  $G(q) \in R^N$  es el vector de fuerzas gravitacionales y  $\tau \in R^N$  es el vector de momentos netos articulares. Donde  $N$  es la cantidad de grados de libertad del modelo musculoesquelético.

### 2.2.4. Algoritmo de reducción de residuos (RRA)

RRA es un algoritmo de control con retroalimentación basada en la estimación de los actuadores (ángulos y momentos netos articulares) de modo que las fuerzas que generan el movimiento sigan la trayectoria descrita por los marcadores registrados por el sistema de captura de movimiento, como se ilustra en la figura 4 (OpenSim, 2012).

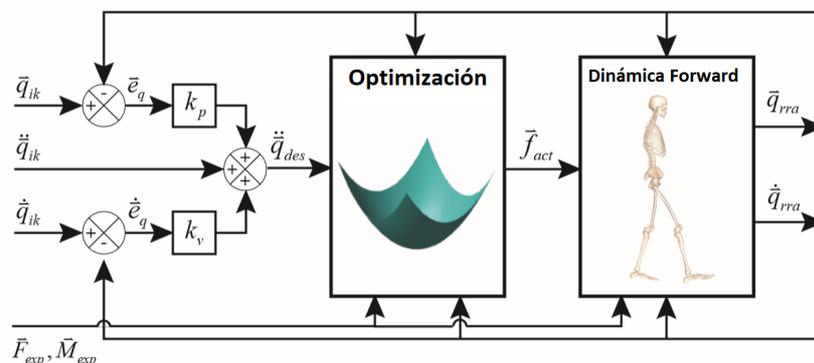


Figura 4: Diagrama de bloques del algoritmo de RRA. Adaptado de (Thelen et al., 2003)

Para la optimización estática, RRA utiliza el algoritmo de código abierto de programación no lineal IPOPT (<https://projects.coin-or.org/Ipop>) con el fin de lograr un ligero ajuste de la cinemática del modelo con el objetivo de minimizar las fuerzas no físicas (denominadas *residuos*) que estén actuando sobre el mismo. Para esto, RRA lleva a cabo dos pasos. En primer lugar, se estiman las fuerzas no físicas; y en segundo lugar, se ajusta el modelo completo mediante la variación de la masa y la ubicación del *centro de masa* de un segmento específico para eliminar diferencias en las fuerzas y momentos residuales.

En líneas generales, las fuerzas generalizadas  $\tau$ ,  $R \in f(x) = F^{opt} \cdot x$ , se calculan a partir de optimización estática:

$$\text{mín} : J(x) = \sum_{i=1}^{n\tau} \left( \frac{\tau_i^{\text{opt}} x_i}{\tau_i^{\text{opt}}} \right)^2 + \sum_{k=1}^6 w_{rk} \left( \frac{R_k^{\text{opt}} x_k}{R_k^{\text{opt}}} \right)^2 + \sum_{j=1}^{nq} w_{kj} (\tilde{q}_j(t+T) - \ddot{q}_j(t+T))^2 \quad (2)$$

$$\text{Sujeto a } \mathbf{M}\ddot{q} = F(q, \dot{q}) + R + \tau$$

donde  $\tau$  y  $R$  representan los torques y residuos que rastrean la cinemática deseada,  $(q, \dot{q}, \ddot{q})$  son los vectores de posiciones generalizadas, velocidades y aceleraciones, respectivamente;  $M(q)$  es la matriz de masas del sistema y los valores  $w$  son pesos de la función de optimización. De esta manera, el algoritmo permite variar el comportamiento de seguimiento entre minimizar los residuos y seguir la cinemática.

### 2.3. Análisis de sensibilidad

El análisis de sensibilidad se realizó mediante un algoritmo ad-hoc desarrollado en *MatLab*, que permite un acceso a las clases y métodos de *OpenSim*. Se desarrollaron dos etapas para la realización de las variaciones en los parámetros de los segmentos corporales:

1. Se realizaron variaciones a un solo parámetro a la vez, en pasos de a 10 %, alterando el parámetro entre -40 % a 40 % de su valor nominal. Se utilizó a la expresión (3), donde  $M$  es el momento resultante por la variación del parámetro  $p_1$  en la cantidad  $\Delta_{p1}$  (Wesseling et al., 2014).

$$M_{s_{p1}} = \left| \frac{M(p1 + \Delta p1) - M(p1 - \Delta p1)}{2(\Delta p1/p1)} \right| \quad (3)$$

2. Se realizaron variaciones cruzadas, modificando a la vez dos parámetros de un mismo segmento en pasos de a 10 %, alterando los parámetros entre -40 % a 40 % de sus valores nominales. Se utilizó a la expresión (4), donde  $M$  es el momento resultante por la variación del parámetro  $p_1$  en la cantidad  $\Delta_{p1}$  y el parámetro  $p_2$  en la cantidad  $\Delta_{p2}$  (Wesseling et al., 2014).

$$M_{s_{p1+p2}} = \left| \frac{M(p1 + \Delta p1, p2 + \Delta p2) - M(p1 + \Delta p1, p2 - \Delta p2) - M(p1 - \Delta p1, p2 + \Delta p2) + M(p1 - \Delta p1, p2 - \Delta p2)}{4(\Delta p1/p1)(\Delta p2/p2)} \right| \quad (4)$$

Con las modificaciones al modelo base de los parámetros según las ecuaciones (3) y (4), se obtuvieron un total de 7695 modelos diferentes que fueron datos de entrada para las herramientas de *OpenSim* para el cálculo de los momentos netos articulares.

## 3. RESULTADOS

### 3.1. Resultados ID ante variaciones de un parámetro

En la figura 5 se observa la sensibilidad de los segmentos pelvis, muslo, pierna y pie derechos ante las variaciones individuales de los parámetros antropométricos obtenidas con la ecuación (3). La mayor sensibilidad obtenida se registró en el segmento pierna ante las variaciones de su centro de masa, alcanzando un valor superior a 2 Nm. A su vez, el segmento pelvis resultó totalmente indiferente a las variaciones de todos los parámetros, mientras que ante las variaciones de parámetros de inercia de todos los segmentos han presentado una sensibilidad mínima, en el orden de  $1 \cdot 10^{-3} [Nm]$ .

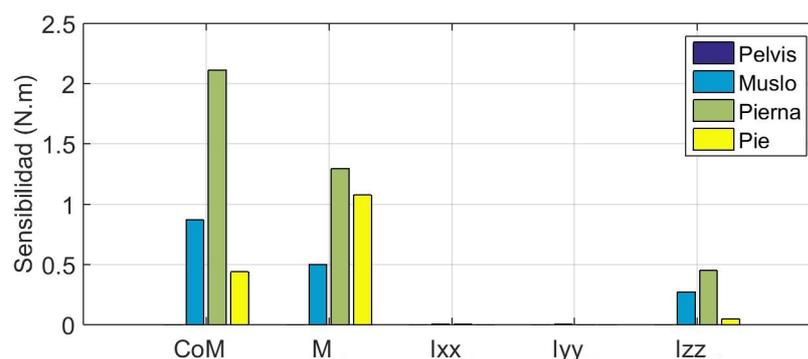


Figura 5: Valor promedio de la sensibilidad durante todo el ciclo de la marcha para los segmentos pelvis y muslo, pierna y pie derechos, observadas luego de aplicar el algoritmo ID, variando los parámetros antropométricos de a uno. Siendo CoM el centro de masa, M la masa,  $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$  y  $I_{zz}$  los momentos de inercia.

### 3.2. Resultados ID ante variaciones de dos parámetros

Se presenta en la figura 6 la variación de dos parámetros a la vez. Se observa que sólo la combinación de la alteración de la masa y el centro de masa dio resultados apreciables. Tenemos valores máximos de 4 [N.m] para el segmento pierna derecho. La pelvis es totalmente insensible a las variaciones.

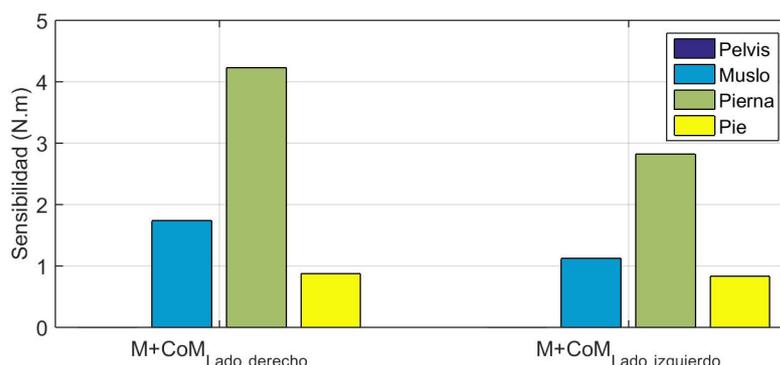


Figura 6: Valor promedio de la sensibilidad durante todo el ciclo de la marcha para los segmentos pelvis, muslo, pierna y pie, observadas luego de aplicar el algoritmo ID, variando los parámetros antropométricos de a dos. Siendo CoM el centro de masa y M la masa.

### 3.3. Resultados RRA ante variaciones de un parámetro

Como se observa en la figura 7, la variación del centro de masa es la más sensible para el modelo en el segmento pierna, superando un valor de 2 [N.m]. Para el caso del algoritmo RRA la pelvis presenta escasa sensibilidad ante la variación del centro de masa y de la masa. Todos los segmentos resultan insensibles a los parámetros  $I_{xx}$  y  $I_{yy}$ .

### 3.4. Resultados RRA ante variaciones de dos parámetros

Se presenta en la figura 8 que para el caso de parámetros variados de a dos, el algoritmo RRA muestra ser sensible a variaciones combinadas de la masa y el centro de masa. Alcanza valores máximos superiores a 4 [N.m] para el segmento pierna. La menor sensibilidad aparece en el segmento pelvis.

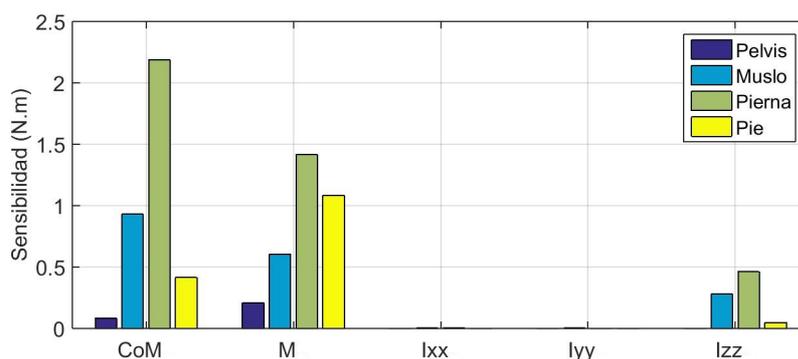


Figura 7: Valor promedio de la sensibilidad durante todo el ciclo de la marcha para los segmentos pelvis, muslo, pierna y pie, observadas luego de aplicar el algoritmo RRA, variando los parámetros antropométricos de a uno. Siendo CoM el centro de masa, M la masa,  $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$  y  $I_{zz}$  los momentos de inercia.

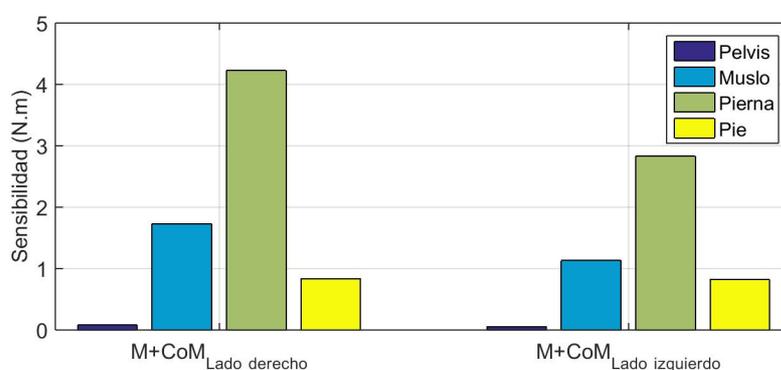


Figura 8: Valor promedio de la sensibilidad durante todo el ciclo de la marcha de los segmentos pelvis, muslo, pierna y pie ante la variación de un 40 % de la masa del segmento conjuntamente con una variación del 40 % de la posición del centro de masa utilizando el algoritmo RRA. Siendo CoM el centro de masa y M la masa.

En este caso se observa que la sensibilidad de la pelvis es escasa pero no nula, esto se debe a que este algoritmo calcula de una manera diferente al de Dinámica Inversa, realizando un proceso iterativo.

#### 4. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos son consistentes con lo hallado por *Wesseling y col. (2014)*, tanto para el algoritmo de *ID* como el de *RRA*. La pierna ha resultado el segmento más sensible a las variaciones, sobre todo la variación de su masa y su centro de masa, seguida por el muslo. Este resultado se relaciona con el hecho de que estos dos segmentos son los que tienen mayor efecto en el cálculo de la dinámica articular ya que son las estructuras de mayor fuerza peso (debido a su mayor masa) (*Rao et al., 2006*). Se observa que el algoritmo de Dinámica Inversa es completamente insensible a variaciones de los parámetros de la pelvis, dato que coincide con lo esperado ya que este algoritmo calcula los momentos netos en cada articulación comenzando con la reacción del suelo y los momentos hallados en las articulaciones que estén por debajo. Esto concuerda con los resultados encontrados en este trabajo y en la bibliografía. Por otro lado, por el método de cálculo del *RRA* sí vemos una variación, muy ligera, para el segmento pelvis al variar sus parámetros antropométricos. Aunque no podemos garantizar que esa sea efectivamente la sensibilidad del segmento pelvis, es el resultado hallado luego de que *RRA* vuelva al

sistema cinamáticamente consistente, lo que permite la mejora de todas las demás estimaciones. Haber encontrado resultados que concuerden con trabajos precedentes es alentador, ya que el objetivo de este estudio es contribuir a un mayor grado de acuerdo en cuáles son los errores más comunes, y por lo tanto que requieren más atención, de los modelos musculoesqueléticos. En conclusión, el principal aporte de este trabajo es haber encontrado errores similares los hallados en la bibliografía pero utilizando información del análisis clínico de la marcha registradas en un ambiente clínico propiamente dicho.

## REFERENCIAS

- Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D., y Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5):575–587, 1991. ISSN 01679457. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., y Thelen D.G. OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11):1940–1950, 2007. ISSN 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., y Rosen J.M. An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. 1990. doi: 10.1109/10.102791.
- Kaufman K.R., An K.N., Litchy W.J., y Chao E.Y. Physiological prediction of muscle forces-I. Theoretical formulation. *Neuroscience*, 1991. ISSN 03064522. doi:10.1016/0306-4522(91)90012-D.
- OpenSim. Computed Muscle Control Theory [online]. 2012. Disponible en [simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Computed+Muscle+Control](http://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Computed+Muscle+Control) Visto el 19 de Julio 2018.
- Rao G., Amarantini D., Berton E., y Favier D. Influence of body segments ' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. 39:1531–1536, 2006. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.014.
- Riley P.O. y Kerrigan D.C. Torque action of two-joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: A forward dynamic model analysis. *Journal of Biomechanics*, 1998. ISSN 00219290. doi:10.1016/S0021-9290(98)00107-9.
- Simm S., Simm U., Simm A., y Opensim O. SIMM 5.0 and OpenSim 2.0. *Science*, (January):5–7, 2010.
- Thelen D.G., Anderson F.C., y Delp S.L. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 2003. ISSN 00219290. doi:10.1016/S0021-9290(02)00432-3.
- Wesseling M., de Groot F., y Jonkers I. The effect of perturbing body segment parameters on calculated joint moments and muscle forces during gait. *Journal of Biomechanics*, 47(2):596–601, 2014. ISSN 00219290. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.002.
- Winter D.A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Universtiy of Waterloo, Waterloo, second edition edición, 1987.