

EFFECTO DE LA ESTIMACIÓN DEL CENTRO ARTICULAR DE LA CADERA EN EL ANÁLISIS CLÍNICO DE LA MARCHA

EFFECT OF THE ESTIMATION OF HIP JOINT CENTER IN CLINICAL GAIT ANALYSYS

Paula Saavedra^a, Marcos Crespo^b, Paola Catalfamo Formento^a, Juan F. Restrepo^c y
Emiliano Ravera^a

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

^b*Laboratorio de Análisis de la Marcha. Instituto de Rehabilitación Neurológica FLENI.*

^c*Laboratorio de Señales y Dinámicas no lineales. IBB, CONICET-UNER.*

Palabras clave: Biomecánica, Modelos musculoesqueléticos, Métodos predictivos.

Resumen. Los modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido utilizados en el análisis clínico de la marcha requieren de estimaciones del centro articular de la cadera (HJC). Errores en su estimación pueden ocasionar interpretaciones incorrectas en la práctica clínica. Actualmente existen dos enfoques para estimar el HJC: el predictivo y el funcional. De las metodologías predictivas, la que mejores resultados arroja es la de Harrington (Harrington et al., Journal of Biomechanics, 40(3):595–602, (2007)) pero depende de parámetros antropométricos. Se propone evaluar la sensibilidad de los momentos netos articulares ante variaciones en los parámetros antropométricos involucrados en la estimación del HJC para estudiar su repercusión en la práctica clínica. Se realizaron 2160 simulaciones numéricas computacionales sobre sujetos sin patologías de la marcha, mediante perturbaciones simples de cada parámetro. Se encontró que la profundidad de la pelvis es el parámetro antropométrico que más influye en las estimaciones del HJC, llevando a mayores errores en la estimación de los momentos netos articulares de la cadera.

Keywords: Biomechanics, Musculoskeletal models, Predictive methods.

Abstract. The musculoskeletal models used in the clinical gait analysis require the estimation of the hip joint center (HJC). Inaccuracies in the HJC can lead in wrong interpretations in clinical practice. Currently, there are two methods for estimating the HJC: predictive and functional. The best results in predictive methods are obtained with method proposed by Harrington (Harrington et al., Journal of Biomechanics, 40(3):595–602, (2007)) but it depends of anthropometric parameters. In this work we propose the evaluation of the sensitivity of the method with variations in the involved anthropometric parameters and study the repercussion in clinical practice. 2160 computational numerical simulations were carried on 8 subjects without gait pathologies, considering simple perturbations of each one of the parameters. It can be concluded that the depth of the pelvis is the most sensitive anthropometric parameter for estimating the HJC, which is the most difficult parameter to measure in clinical practice.

1. INTRODUCCIÓN

El uso de modelos musculoesqueléticos en el análisis clínico de la marcha requiere de simplificaciones y estimaciones inherentes al modelado del aparato locomotor humano (Piazza et al., 2004). A pesar de la información que los modelos musculoesqueléticos han demostrado aportar en el entendimiento de diferentes patologías del movimiento (Peters et al., 2012), estos no son ampliamente difundidos en ambientes clínicos. Esto puede deberse a la desconfianza presente en los profesionales de la salud sobre las predicciones que estos modelos arrojan. En particular, errores de modelado en la estimación del centro articular de la cadera (HJC: Hip Joint Center) influyen tanto en la cinemática como en la cinética del movimiento, y de esta manera pueden arrojar un análisis incorrecto que puede llevar a malas interpretaciones y recomendaciones en la práctica clínica (Sangeux et al., 2011, 2014). Habitualmente la cadera es modelada como una articulación esférica con el centro de la cabeza femoral coincidiendo con el centro del acetábulo. Por este motivo, actualmente para estimar el HJC se utilizan dos enfoques: el predictivo y el funcional. Dentro de las metodologías basadas en el enfoque predictivo se destaca aquella propuesta por Harrington et al. (2007). Ésta, consiste en ecuaciones de regresión lineal. Es importante señalar que esta metodología se presenta como la más efectiva para estimar la ubicación del HJC, obteniendo un bajo error (entre 14 y 17 [mm]) cuando se le compara con mediciones provenientes de ultrasonido tridimensional (Kainz et al., 2015). De esta manera, el método propuesto por Harrington et al. (2007) arroja una buena estimación del HJC en sujetos con un rango de movimiento reducido. Sin embargo, requieren de precisión en las medidas antropométricas involucradas en sus ecuaciones. Además de esta limitación, este método posee algunas debilidades como la ubicación de los hitos anatómicos, movimientos de la piel y la incertidumbre propia de la regresión lineal. Por otro lado, los enfoques funcionales estiman la posición del HJC a partir del movimiento del muslo con respecto a la pelvis durante ensayos de calibración. Estas metodologías son muy eficientes para personas con un buen rango de movilidad, pero presentan serias deficiencias cuando se aplican a personas con movilidad reducida (Kainz et al., 2015). En el año 2016, Assi et al. (2016) demostraron que el método propuesto por Harrington et al. (2007) es el más preciso cuando es contrastado con enfoques funcionales tanto en sujetos con rangos de movilidad amplios como movilidad reducida. El objetivo de este trabajo es evaluar la sensibilidad de los momentos netos articulares de la cadera ante variaciones de los parámetros antropométricos de las ecuaciones de regresión lineal correspondientes al método predictivo propuesto por Harrington et al. (2007). Esto permitirá cuantificar el máximo error que este método puede trasladar a las estimaciones del análisis clínico de la marcha.

2. MÉTODO

2.1. Participantes

En este trabajo se incluyeron los registros del análisis de la marcha de 8 sujetos sin patologías de la marcha, ver Tabla 1. Cada uno de estos estudios, posee la información correspondiente a 6 pasadas a velocidad de marcha auto-seleccionada. Los datos fueron registrados bajo las mismas condiciones para todos los participantes, y fueron realizados en el Laboratorio de Marcha de la Fundación FLENI. Los datos cinemáticos se registraron utilizando un sistema de captura de movimiento Elite 2002 (BTS Bioingeniería, Italia) con 8 cámaras (100Hz) y dos plataformas de fuerza (Kistler 9281E, Kistler Grupo, Suiza). Los marcadores se colocaron siguiendo el protocolo propuesto por Davis et al. (1991).

Sujetos	Género	Edad [años]	Masa [Kg]	Ancho de pelvis [m]	Profundidad de pelvis [m]	Longitud de pierna [m]
1	M	28	78	0.2200	0.2052	0.9500
2	M	42	79	0.2500	0.1928	0.9500
3	M	29	75	0.2200	0.1757	0.9450
4	M	27	64	0.2200	0.1725	0.8650
5	F	30	63	0.2250	0.1878	0.8100
6	M	29	83	0.2250	0.2017	1.0000
7	F	23	68	0.2250	0.2044	0.9200
8	M	27	77	0.2500	0.1763	0.9100
Media	-	29.37	73.37	0.2331	0.1895	0.9187
Desvío estándar	-	5.53	7.42	0.0156	0.0135	0.0586

Tabla 1: Características y medidas antropométricas de los sujetos.

2.2. Estimación del HJC

Para la estimación del HJC se utilizó el método predictivo propuesto por [Harrington et al. \(2007\)](#) el cuál estima el centro articular por medio de ecuaciones de regresión lineal en función de variables antropométricas y datos registrados durante el análisis de la marcha. Este enfoque posee dos variantes. A continuación se presentan las ecuaciones para estimar el HJC del lado derecho, se sugiere consultar la bibliografía ([Harrington et al., 2007](#)) para más información sobre las estimaciones del lado izquierdo. La primera variante (Harrington 1), consiste en obtener el HJC a partir de las medidas antropométricas del ancho de la pelvis (AP) y de la profundidad de la pelvis (PP) como se muestra en la ecuación (1):

$$HJC_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ -0,30 \\ 0,33 \end{pmatrix} AP + \begin{pmatrix} -0,24 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} PP + \begin{pmatrix} -9,9 \\ -10,9 \\ 7,3 \end{pmatrix} \quad (1)$$

La segunda variante (Harrington 2), utiliza las medidas antropométricas del ancho de la pélvis (AP), de la profundidad de la pélvis (PP) y de la longitud de la pierna (LL), como se muestra en la siguiente ecuación (2):

$$HJC_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ -0,16 \\ 0,16 \end{pmatrix} AP + \begin{pmatrix} -0,24 \\ 0 \\ 0,28 \end{pmatrix} PP + \begin{pmatrix} 0 \\ -0,04 \\ 0 \end{pmatrix} LL + \begin{pmatrix} -9,9 \\ -7,1 \\ 7,9 \end{pmatrix} \quad (2)$$

2.3. Análisis de sensibilidad

Como se mencionó en la sección anterior, las ecuaciones del método propuesto por [Harrington et al. \(2007\)](#) están condicionadas por la variación del ancho y la profundidad de la pelvis para Harrington 1, y de la longitud de la pierna para Harrington 2. Por esto, para analizar el grado de sensibilidad de los momentos netos articulares de la cadera al introducir perturbaciones en los parámetros antropométricos de las estimaciones del HJC (ecuaciones (1) y (2)), se realizaron simulaciones numéricas computacionales mediante la inclusión de perturbaciones a cada una de sus variables y dejando fijas las demás. Estas perturbaciones introducen variaciones entre -40 % y +40 % del valor nominal de cada uno de los parámetros, con pasos del 10 %. Para cada uno de estos valores se obtuvieron las posiciones del HJC con sus respectivos momentos netos articulares de la cadera, obteniéndose un total de 2160 simulaciones computacionales musculoesqueléticas. Para cuantificar la sensibilidad del modelo ante la perturbación de un parámetro p_1 estará dada por la ecuación (3) ([Wesseling et al., 2014](#)).

$$MS_{p_1} = \frac{M(p_1 + \Delta p_1) - M(p_1 - \Delta p_1)}{2(\Delta p_1/p_1)} \quad (3)$$

donde $M(p_1 + \Delta p_1)$ y $M(p_1 - \Delta p_1)$ son los momentos absolutos promediados durante todo el ciclo de marcha cuando se perturba el parámetro p_1 por Δp_1 y $-\Delta p_1$, respectivamente.

En la Figura 1 se esquematizan los pasos mediante los cuales se realizan los procedimientos antes descritos. La dinámica del movimiento humano se logra a través de la activación de los músculos, que luego producen fuerzas moviendo las articulaciones. Si consideramos un sistema óseo-muscular, donde los grados de libertad cinemáticos son un conjunto de n ángulos articulares con q coordenadas generalizadas. En su forma más simple, este enfoque de reducción matricial converge al protocolo de análisis de marcha estándar donde el momento neto muscular en cada articulación se obtiene a partir de los datos del movimiento y de las fuerzas de reacción del suelo. Las ecuaciones se reducen para permitir una correspondencia uno-a-uno entre los grados de libertad del modelo y las cargas musculares:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + T_{MT} + E = 0 \quad (4)$$

donde T_{MT} son los momentos musculares netos ($n \times 1$).

El enfoque de la dinámica inversa se ha convertido en un estándar en el análisis clínico de la marcha debido a la disponibilidad de los datos cinemáticos articulares y las fuerzas de reacción del suelo. Es posible calcular los momentos netos articulares como:

$$T_{MT} = -(M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E) \quad (5)$$

Los momentos netos musculares suelen encontrarse de las ecuaciones de movimiento de un solo segmento y se trabaja de forma recursiva desde un segmento distal hacia otro proximal. En general, este tipo de investigaciones son descriptivas, pero a nivel muscular la interpretación se basa necesariamente en un momento neto articular y posiblemente en un registro de electromiografías.

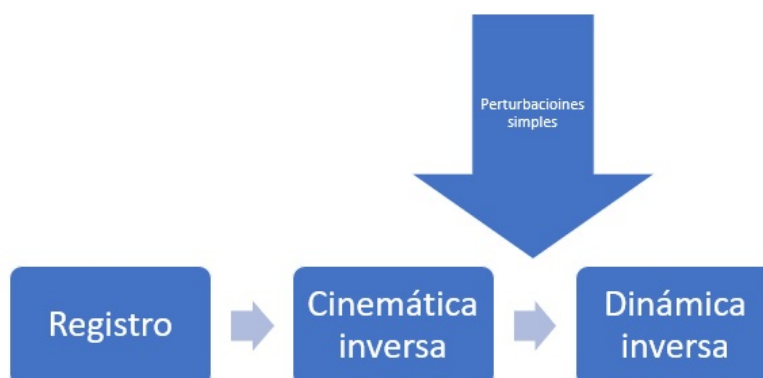


Figura 1: Pasos de obtención de momentos articulares.

3. RESULTADOS Y DISCUSIONES

En la Figura 2 se representan los momentos articulares de la cadera. En color rojo se esquematiza el momento de Flexión - Extensión, en color azul el momento de Abducción - Aducción y en verde el momento de rotación Interno - Externo.

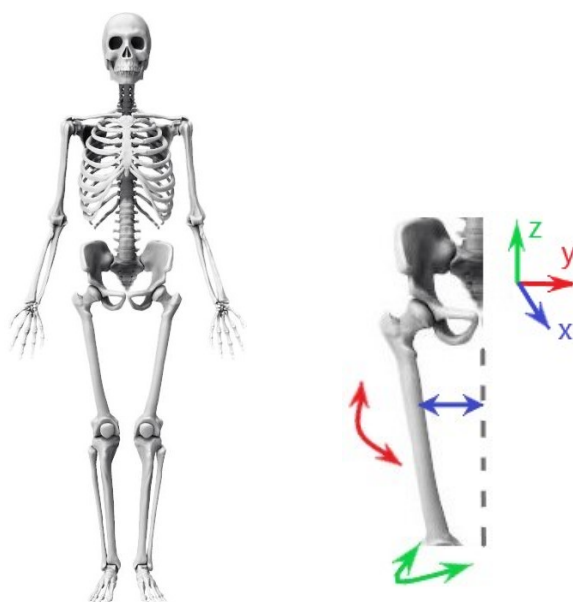


Figura 2: Esquema de los momentos articulares de la cadera, en rojo el momento de Flexión - Extensión, en azul Abducción - Aducción y en verde rotación Interna - Externa.

En la Figura 3 se presentan los momentos netos articulares de la cadera obtenidos mediante técnicas de dinámica inversa cuando el método de Harrington 1 es utilizado para estimar el HJC.

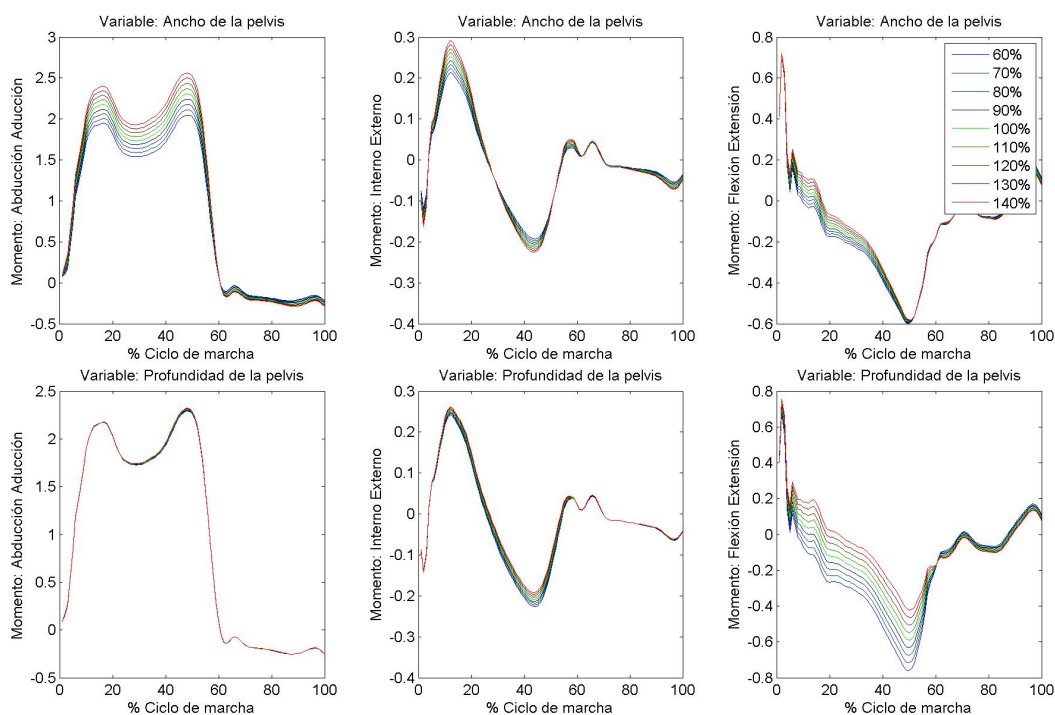


Figura 3: Momentos netos articulares de la cadera calculados mediante el uso de la ecuación de Harrington 1 con perturbaciones individuales en el ancho y profundidad de la pelvis. Se representan las perturbaciones de cada parámetro variando de 60 % a 140 %.

En cada una de las imágenes se puede observar cada una de las curvas para las variaciones de los parámetros, cuando éstos varían entre 60 % y 140 %. Se observan diferentes comporta-

mientos ante las variaciones individuales de cada uno de los parámetros antropométricos correspondientes. Ante variaciones del ancho de la pelvis, se observan mayores alteraciones en la fase de apoyo en los momentos de Abducción – Aducción y de Flexión – Extensión, y en menor medida en los momentos Interno – Externo. Para variaciones en la profundidad de la pelvis, se observan mayores alteraciones de los momentos durante la fase de apoyo para los momentos de Flexión – Extensión, y en menor medida en los momentos Interno – Externo, siendo casi nulas las variaciones durante todo el ciclo de la marcha para los momentos de Abducción – Aducción.

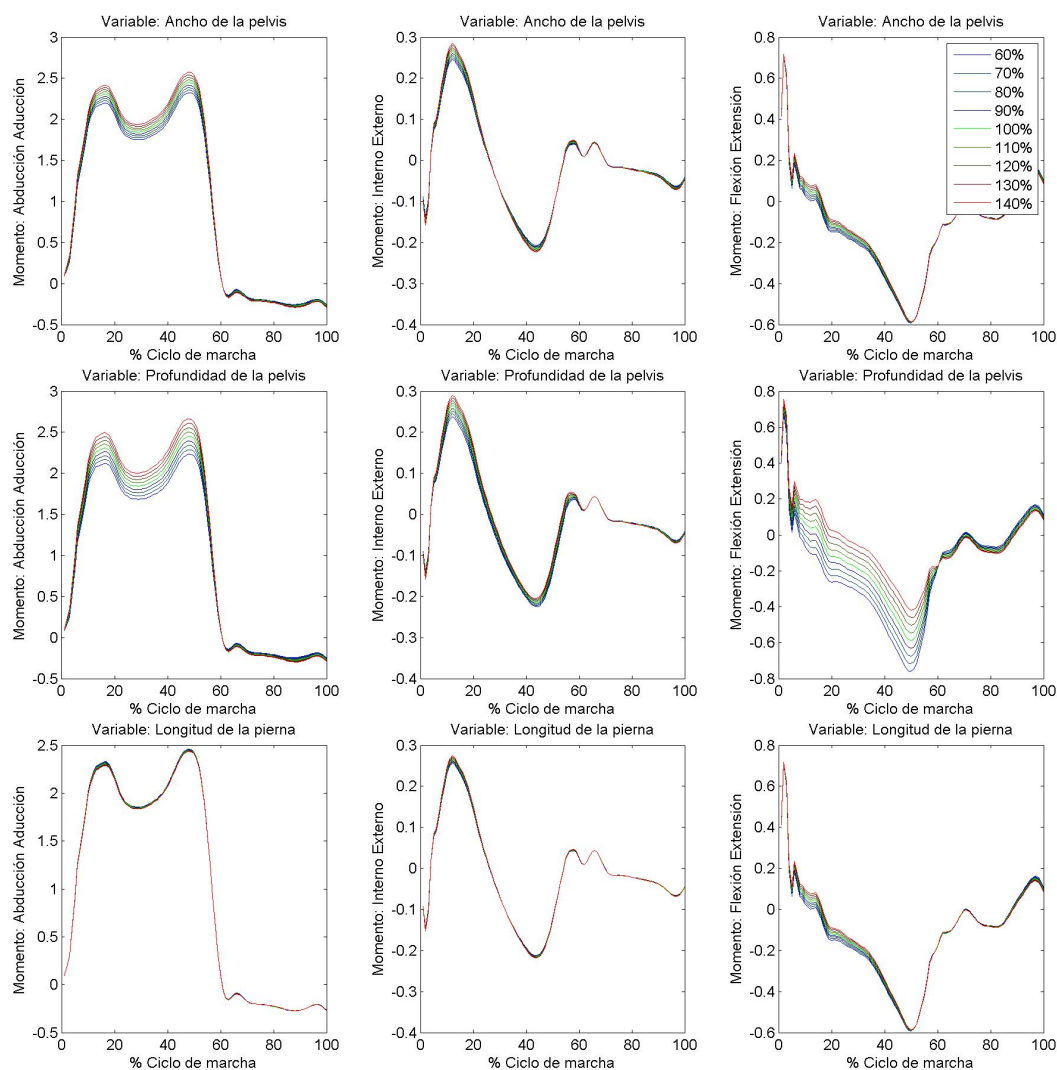


Figura 4: Momentos netos articulares de la cadera calculados mediante el uso de la ecuación de Harrington 1 con perturbaciones individuales en el ancho y profundidad de pelvis. Se representan las perturbaciones de cada parámetro variando de 60 % a 140 %.

La Figura 4 presenta los momentos netos articulares de la cadera cuando se utiliza el método de Harrington 2 para estimar el HJC. Ante variaciones en el ancho de la pelvis, las mayores alteraciones de los momentos articulares se observan en Abducción – Aducción durante la fase de apoyo, y en menor medida para los otros momentos. En cuanto a variaciones de la profundidad de la pelvis, predominan las alteraciones en la fase de apoyo, en mayor medida para los momentos de Flexión – Extensión y Abducción – Aducción y en menor medida para los momentos Interno – Externo. Ante variaciones en la longitud de la pierna, solo se observan

variaciones marcadas para los momentos de Flexión – Extensión durante la fase de apoyo.

Los resultados del análisis de sensibilidad se presentan en la Figura 5 mediante un diagrama de cajas. De este análisis se observa que errores en la medición del parámetro antropométrico “profundidad de la pelvis” llevará a mayores errores en las estimaciones de los momentos netos articulares de la cadera debido a que éste se presenta como el parámetro más sensible (alcanzando valores de mediana mayores a $0,088 \text{ Nm}^2$ en el momento de flexión-extensión de la cadera) tanto si se utiliza el método de Harrington 1 como Harrington 2. Por el contrario, se observa que el parámetro antropométrico “longitud de pierna” se presenta casi insensible a perturbaciones en su medición alcanzando valores de mediana no mayores a $0,012 \text{ Nm}^2$ en el momento de flexión-extensión de la cadera.

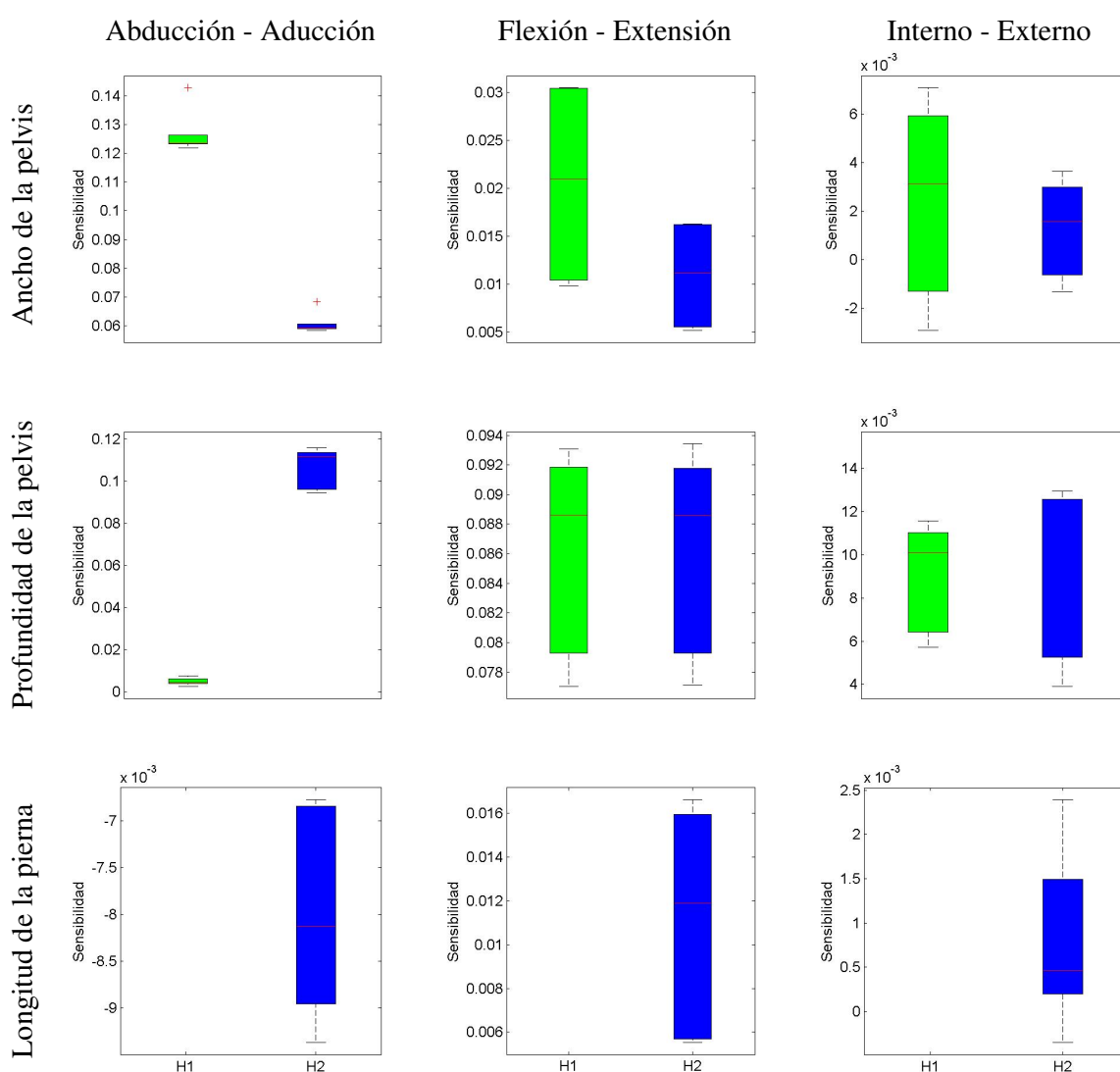


Figura 5: Análisis de sensibilidad de los momentos articulares de la cadera ante variaciones de los parámetros antropométricos, donde $H1$ (verde) representa el método de Harrington 1 y $H2$ (azul) el método de Harrington 2.

4. CONCLUSIONES

Mientras que los modelos musculoesqueléticos aparecen como herramientas computacionales muy difundidas en áreas de investigación de la marcha humana, éstos no son muy comunes en entornos clínicos. Esto es debido a que no se conoce la sensibilidad de estos modelos ante variaciones en sus parámetros. Dentro de estas técnicas de modelado, estimaciones del HJC aparece como una fuente importante de error (Stagni et al., 2000). En particular, el método predictivo propuesto por Harrington et al. (2007) es actualmente el más eficiente para resolver este problema (Assi et al., 2016), pero presenta como debilidad la dependencia de la medición de los parámetros antropométricos. Como principales resultados de este trabajo, se observa que el modelo Harrington 1 (ec. (1)) presenta mayor sensibilidad en el ancho de la pelvis, predominando tanto para el momento de Abducción – Aducción de la cadera como para el momento Flexión - Extensión de la cadera. En el caso de la profundidad de la pelvis presenta una elevada sensibilidad para los momentos de Flexión – Extensión y Abducción - Aducción y en menor medida para los momentos Internos – Externos. En el caso del modelo Harrington 2 (ec. (2)), la variable antropométrica que mayor sensibilidad posee es la profundidad de la pelvis para todos los momentos netos de la cadera. Ante variaciones de la longitud de la pierna, se observa una mayor sensibilidad para los momentos de Flexión - Extensión y en menor medida los otros momentos estudiados. Finalmente se observa que la profundidad de la pelvis es el parámetro antropométrico que afecta de mayor manera las estimaciones del momento neto articular de la cadera mientras que la longitud de la pierna se presenta como el parámetro que menos incide en estas estimaciones. Por otro lado, la profundidad de la pelvis es un parámetro difícil de registrar en las prácticas clínicas debido a que los hitos anatómicos que la definen no son de fácil acceso. Es por esto que se observa la necesidad de contar con medidas antropométricas más precisas de este parámetro.

REFERENCIAS

- Assi A., Sauret C., Massaad A., Bakouny Z., Pillet H., Skalli W., y Ghanem I. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait and Posture*, 48:30–35, 2016. ISSN 18792219. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.04.028.
- 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.
- Harrington M.E., Zavatsky a.B., Lawson S.E.M., Yuan Z., y Theologis T.N. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3):595–602, 2007. ISSN 0021-9290. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.02.003.
- Kainz H., Carty C.P., Modenese L., Boyd R.N., y Lloyd D.G. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 30(4):319–329, 2015. ISSN 02680033. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.02.005.
- Peters A., Baker R., Morris M.E., y Sangeux M. A comparison of hip joint centre localisation techniques with 3-DUS for clinical gait analysis in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 36(2):282–286, 2012. ISSN 09666362. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.011.
- Piazza S.J., Erdemir A., Okita N., y Cavanagh P.R. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of Biomechanics*, 37(3):349–356, 2004. ISSN 00219290. doi:10.1016/S0021-9290(03)00288-4.

- Sangeux M., Peters A., y Baker R. Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. *Gait and Posture*, 34(3):324–328, 2011. ISSN 09666362. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.019.
- Sangeux M., Pillet H., y Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & posture*, 40(1):20–5, 2014. ISSN 1879-2219. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.01.024.
- Stagni R., Leardini A., Cappozzo A., Grazia Benedetti M., y Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11):1479–1487, 2000. ISSN 00219290. doi:10.1016/S0021-9290(00)00093-2.
- 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.