

## Efectos de la altura del sillín en las activaciones musculares y la cinemática de las extremidades inferiores durante el ciclismo en niños

Sistach L.<sup>1</sup>, Pàmies-Vilà R.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Biomechanical Engineering Lab, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España, rosa.pamies@upc.edu

### Introducción

Actualmente el ciclismo es una de las actividades más populares practicadas tanto para el ocio como para el transporte en adultos y niños. Comprender la biomecánica de esta práctica es de gran importancia para mejorar la comodidad del usuario, aumentar el rendimiento de los ciclistas, o reducir posibles lesiones y dolores del sistema músculo-esquelético.

El objetivo principal de este trabajo es analizar los ángulos articulares de las extremidades inferiores y las activaciones de 8 músculos –recto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemio (GC)– para diferentes alturas del sillín de la bicicleta en niños, y comparar los resultados obtenidos con estudios en los que se analiza la el ciclismo en adultos.

### Material y métodos

Cinco niños sanos participan en este estudio (edad:  $12.60 \pm 0.894$  años; altura:  $158 \pm 6.78$  cm). Ningún sujeto tiene antecedentes de lesiones en las piernas o realiza entrenamiento de ciclismo competitivo.

Se emplea una bicicleta recreativa anclada al suelo y se utilizan 14 cámaras ópticas de infrarrojos (OptiTrack, Corvallis, USA) muestreando a 100 Hz para registrar la posición de 33 marcadores reflectantes, colocados (31 en el cuerpo del sujeto siguiendo la definición del set de marcadores de Hamner et al.<sup>1</sup> y 2 en los pedales). También se utilizan 16 sensores superficiales EMG SX230 (Biometrics Ltd, Newport, Reino Unido) para obtener la actividad muscular de los 8 músculos en ambas piernas muestreada a 1000 Hz. Todas las capturas se graban con una cámara de video HDR-PJ810E (Sony, Tokio, Japón).

Cada sujeto recibe instrucciones de permanecer primero estático durante 5 segundos y luego pedalear durante 1,5 minutos a una cadencia de 60 revoluciones por minuto contra una resistencia a la rodadura constante. Cada experimento consiste en una prueba para la altura óptima del sillín, otra para la baja y otra para la alta con una recuperación de dos minutos para evitar la fatiga muscular. La altura óptima del asiento se establece en el 87.5% de la longitud de la entropierna<sup>2</sup>, a partir de la cual se determina la altura alta y la baja del asiento, siendo un  $\pm 10\%$  de ésta.

Los datos EMG se filtran con un filtro Butterworth pasa banda de segundo orden con frecuencias de corte de 5 y 400 Hz. La amplitud de las señales EMG se normaliza con las señales de referencia obtenidas de movimientos de contracción voluntaria máxima (MVC). Las trayectorias de los marcadores son procesadas en OpenSim<sup>3</sup>. Se analizan 60 ciclos de ciclismo

consecutivos y se calcula la media y desviación estándar de cada uno de los parámetros analizados. Los parámetros cinemáticos son: ángulos de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital en las tres alturas del asiento; sus valores mínimos y máximos; y su rango de movimiento (ROM). Los valores de EMG analizados son: el pico de amplitud EMG y su correspondiente posición del pedal. De acuerdo con cada pico de amplitud muscular EMG, los umbrales de activación y desactivación se definen como el 20% de la actividad máxima. A partir de aquí se calcula la duración de la activación para cada situación.

Se usan pruebas estadísticas t-Student pareadas para comparar la variabilidad intraindividual, indicando cuán significativas eran las diferencias entre el asiento óptimo-bajo y el óptimo-alto. Con una prueba ANOVA de medidas repetidas unidireccionales se estudia la inter-variabilidad y los patrones entre sujetos. Para ambas pruebas, las diferencias se suponen significativas cuando  $p \leq 0.05$ .

### Resultados

La Figura 1 muestra las curvas de los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo durante un ciclo de pedaleo en las tres condiciones del sillín. Los resultados indican que cuando la altura es baja, los ángulos de la rodilla y del tobillo son mayores en comparación con las otras alturas. El sillín alto conlleva un aumento del ángulo de la cadera y una disminución en el caso de la rodilla y el tobillo.

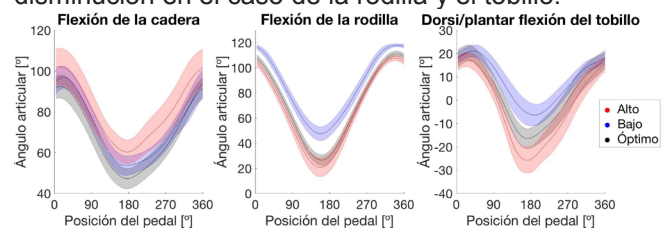


Figura 1: Curva interindividual (media  $\pm$  DE) de cinemática en alturas de asiento baja, óptima y alta.

La altura óptima supone un ROM mayor en los tres casos, siendo significativo para la cadera ( $p = 0.0063$ ) y la rodilla ( $p = 0.0081$ ).

Los patrones de EMG son muy similares en las tres alturas del sillín pero con diferencias en las amplitudes (Figura 2). A su vez, se puede afirmar que la posición alta del sillín supone una mayor activación del ST, SM y GC, y una disminución en RF y BD. Asimismo, los datos indican que los músculos se comportan de manera similar con la altura óptima y la baja, exceptuando el GC.

En cuanto a las amplitudes EMG, los resultados indican que el VM es el músculo con el pico mayor en todos los casos ( $p = 0.0150$ ) y el BF con el menor ( $p = 0.0001$ ).

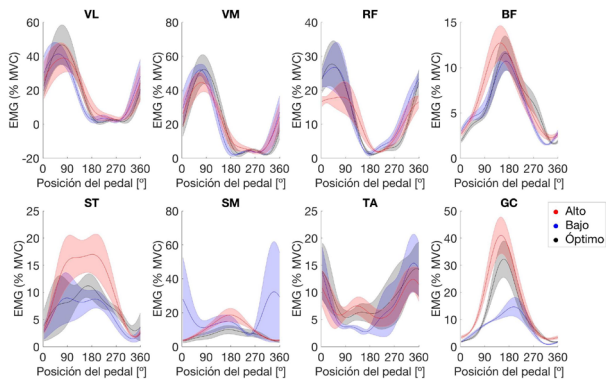


Figura 2: Curva interindividual (media  $\pm$  DE) de los EMG de los ocho músculos en alturas de asiento baja, óptima y alta.

Finalmente, la Figura 3 muestra los periodos de activación de cada músculo durante el ciclo de pedaleo para la altura óptima del sillín.

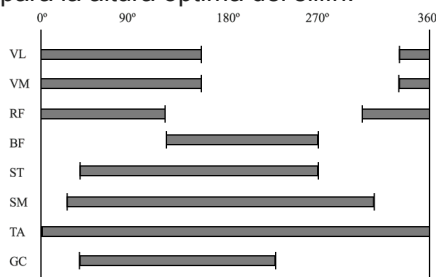


Figura 3: Activaciones musculares durante un ciclo de pedaleo a la altura óptima del asiento.

## Discusión

Comparando los resultados cinemáticos obtenidos con literatura sobre ciclismo en adultos<sup>4,5,6,7,8</sup> no se detectan diferencias, así pues la edad del sujeto parece no ser un factor que influya en la evolución de los ángulos articulares en el pedaleo. Además los valores obtenidos de flexión de rodilla en la posición óptima del sillín ( $30.84^\circ \pm 9.006^\circ$ ) concuerdan con los ángulos de flexión que reducen el riesgo de lesiones en la rodilla según Bini et al.<sup>5</sup>(25-30°).

En cuanto al análisis muscular, comparando con adultos contemplamos que el hecho de que VL, VM y RF tengan un rol fundamental en el inicio del pedaleo está en línea con lo que reportan varios estudios científicos<sup>7,8</sup>. Asimismo, Bini & Carpes<sup>6</sup> también observaron que el TA permanece activo durante todo el ciclo de pedaleo. Sin embargo, observamos que los resultados de ST, SM y BF no coinciden exactamente con los suyos. Por otra parte, comparando los resultados con la literatura sobre ciclismo en niños<sup>9,10</sup>, observamos que el rol de VL y RF en las primeras fases del pedaleo se corresponde con los resultados obtenidos. De igual modo, encontramos patrones similares en ST, SM y GC. Sin embargo, se han encontrado discrepancias en el comportamiento del TA respecto a otros estudios<sup>9,10</sup>.

Con la condición del sillín alto de la bicicleta y volviendo a la comparación con adultos, se observa que BF y TA muestran activaciones más bajas y que GC exhibe una activación temprana, cosa que coincide con los hallazgos de Dedieu<sup>11</sup>. A su vez, esta condición conlleva una mayor activación de ST, SM y GC, lo cual se corresponde con los resultados de Ericson et al.<sup>12</sup>. Por otra parte, con la condición del

sillín bajo, se puede confirmar que GC muestra más cambios que otros músculos acorde con los hallazgos de Sanderson et al.<sup>13</sup>. Aunque los patrones de las activaciones musculares coinciden en gran parte con la literatura en adultos, si se analizan las magnitudes observamos que hay discrepancias. De hecho, los resultados en amplitud EMG son en general más bajos que en la literatura de adultos. El motivo puede estar asociado con cómo se determina el MVC ya que la magnitud del señal EMG es muy sensible al valor de máxima contracción. Otra razón de la discrepancia podría ser la edad. Por otra parte, la literatura de ciclismo en niños no muestra resultados cuantitativos, así que es difícil comparar cuantitativamente con los resultados presentados. Sin embargo, al examinar las curvas de Lauer et al.<sup>10</sup> se puede observar que los picos de activación de los músculos BF, ST, SM y RF aparecen en las mismas posiciones.

## Conclusión

La presente investigación ha permitido comparar los ángulos articulares y las activaciones musculares de ocho músculos de las piernas a tres alturas del sillín de la bicicleta, comprender el significado de la altura óptima del sillín y comparar la biomecánica del ciclismo entre niños y adultos. La altura óptima del sillín está definida para poder mejorar el movimiento de cada parte del cuerpo y para reducir el riesgo de posibles lesiones músculo-esqueléticas. Sin embargo, se ha concluido que esto no implica en general menores activaciones musculares en los músculos de las piernas. En este trabajo también se ha observado que al variar la altura del sillín los músculos no cambian su patrón pero sí su magnitud. En cuanto a la comparación entre ciclismo en niños y en adultos, el presente estudio sugiere que no hay diferencias en la cinemática articular, pero sí en las activaciones musculares. Finalmente, es importante remarcar que la generalización de estos resultados está sujeta a ciertas limitaciones como podrían ser el tamaño de la muestra o el protocolo del procesado de EMG.

## Agradecimientos

Gracias a los cinco sujetos por su colaboración y participación en este proyecto.

## Referencias

- [1] Hamner *et al.*, J. Biomech. 43: 2709–2716, 2010
- [2] Grainger K. *et al.*, J. Appl Ergon. 59: 449-459, 2017
- [3] Delp *et al.*, IEEE Trans Biomed Eng 55: 1940-1950, 2007
- [4] Ferrer-Roca V. *et al.*, J. Strength Cond Res. 26: 3025-3029, 2011
- [5] Bini R. *et al.*, J. Sports Med. 41: 463-476, 2011
- [6] Bini R. *et al.*, J. Biomechanics of cycling. 1: 1-125, 2014
- [7] Da Silva J. *et al.*, Eur J Appl Physiol. 116: 1807-1817, 2016
- [8] Rouffet D. *et al.*, J. Electromyogr Kinesiol. 18: 866-878, 2008
- [9] Fleming B. *et al.*, J. Sports Med. 26: 109-118, 1998
- [10] Lauer R. *et al.*, Clin Biomech. 23: 442-449, 2008
- [11] Dedieu L., J. Science and Cycling. 5: 13-14, 2016
- [12] Ericson M. *et al.*, J. Orthop Sports Phys Ther. 9: 273-278, 1985
- [13] Sanderson D. *et al.*, J. Electromyogr Kinesiol. 19: 465-471, 2009