

Relación biomecánica de los miembros inferiores y el alcance del manubrio de la bicicleta.

José Pablo Rodríguez Samacá.

Autor.

Rodrigo Estaban Argothy Bucheli.

Asesor

Documento de tesis para optar al título de Magister en Actividad Física y Salud.

Colegio Mayor de Nuestra señora del Rosario.

Escuela de Medicina y Ciencias de la Salud.

Maestría en Actividad Física y Salud.

Bogotá D.C.

2019.

Relación biomecánica de los miembros inferiores y el alcance del manubrio de la bicicleta.

Jose-Pablo Rodríguez-Samacá¹, Rodrigo E. Argothy¹⁻², Jenner R. Cubides³, Sergio Cruz-León⁴

Centro de Estudios para la Medición en Actividad Física (CEMA), Universidad de Rosario¹; Laboratorio de biomecánica-Centro de ciencias del Deporte (COLDEPORTES)², Escuela Militar de Cadetes "General José María Córdova"³; Bogotá (Colombia); Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, AK 45 205-59, Bogotá, Colombia; Max Planck Institute of Biophysics, Max-von-Laue-Str. 3, 60438 Frankfurt, Germany⁴.

ABSTRACT

La acomodación del ciclista en la bicicleta es fundamental para evitar lesiones y mejorar el rendimiento. El ajuste del alcance del manubrio de la bicicleta puede tener efectos similares o contrarios al ajuste horizontal del sillín. La posición atrasada del sillín genera disminución del ángulo de la cadera, mayor activación de los músculos isquiotibiales, flexores plantares y mayor fuerza de cizallamiento tibio-femoral. Por otro lado, la posición adelantada del sillín genera aumento en el ángulo de la cadera y la rodilla, disminución en la activación de los isquiotibiales y aumento de la fuerza en los Cuádriceps y puede generar dolor patelo-femoral.

PROPÓSITO: Relacionar las variaciones de la actividad muscular y los rangos articulares de las extremidades inferiores en el ciclo de pedaleo, con el cambio de la distancia del alcance del manubrio al variar la longitud de la caña de manubrio en ciclistas aficionados.

METODOLOGÍA: En ocho ciclistas masculinos de predominancia derecha se midió electromiografía de superficie, ángulos articulares bilaterales en 3D y el ajuste de sus bicicletas. Se llevaron a cabo dos pruebas de esfuerzo una de carga incremental de potencia máxima y otra de carga constante al 57% de la potencia máxima a 90 rpm, en tres longitudes de alcance del manubrio: 1. Preferida. 2. Adelantada (preferida + 3 centímetros) y 3. Atrasada (preferida – 3 centímetros). Se registraron datos durante 30 segundos de los músculos Bíceps Femoral, Gastrocnemio Lateral, Vasto Lateral y Medial, y los ángulos en el plano sagital de la articulación de Cadera, Rodilla y Tobillo bilaterales. **RESULTADOS:** Se realizó un análisis de varianzas (ANOVA) para comparar las medias de la activación muscular y los ángulos de las articulaciones de la extremidad inferior según la longitud del alcance del manubrio: se hallaron diferencias significativas en el ángulo de la cadera izquierda a 120° y 150° del ciclo de pedaleo entre la posición adelantada vs. atrasada (89,378581363 vs 94,169073073 y 96,642240341 vs. 101,207447638, respectivamente, $P=0,05$, *test de Tukey*). **DISCUSIÓN:** La modificación del alcance del manubrio de la bicicleta de la posición adelantada a la atrasada produce un aumento del ángulo de la cadera izquierda. Esta variación se presenta a 120 grados y 150 grados del ciclo de pedaleo en la transición de máxima potencia a la del punto muerto inferior, con la disminución no significativa de la activación del músculo gastrocnemio lateral izquierdo y derecho. **CONCLUSIÓN:** Los cambios relacionados con el alcance del manubrio de la bicicleta contribuyen al aumento del ángulo de la cadera izquierda y a la disminución de la activación del gastrocnemio lateral de la pierna no dominante en la posición atrasada, y en la pierna dominante, en la posición adelantada.

Palabras Clave. Electromiografía; Ángulos articulares; extremidad inferior; ciclismo; alcance del manubrio de la bicicleta.

Introducción

Montar en bicicleta es una actividad física que tiene efectos saludables en el organismo de sus practicantes y en el medio ambiente, convirtiéndose en una actividad física opcional en la sociedad moderna para evitar el sedentarismo y la contaminación ambiental. El conocimiento de esta actividad física ha centrado su estudio en el ciclismo y la bicicleta, en esta medida, el ciclismo ha sido reconocido como una actividad deportiva y de recreo que tiene muchas cualidades terapéuticas relacionadas con la falta de actividad física y la recuperación de lesiones (So, 2005), (Organization, 2010). De manera similar, el ciclismo es una excelente alternativa para los corredores y otros atletas que buscan ejercicio de bajo impacto (Asplund, 2004). Adicionalmente, el estudio del desempeño del ciclista permite evaluar los avances tecnológicos e industriales aplicados a la construcción de la bicicleta y la acomodación del ciclista (Rauck, 1981). Es así como, la acomodación del ciclista establece una relación entre el ciclista y la bicicleta. De ahí que, en el ciclismo se ha considerado esta relación como un cuerpo humano que es algo acomodable y una máquina que es algo ajustable (Burke, 2002). Por lo tanto, la acomodación del ciclista en la bicicleta es fundamental para mejorar el rendimiento y evitar lesiones por sobreuso (Holmes, 1994); (Wanich, 2007) (Peveler W. W., 2012).

De lo anterior, se puede afirmar que, debido al uso masivo de la bicicleta, el número de lesiones traumáticas y por sobreuso (no traumáticas) tiende a incrementarse (Wanich, 2007). Las lesiones por sobreuso son atribuidas a factores intrínsecos como la alineación anatómica de la extremidad inferior, alteraciones de la normalidad de la cadena cinética lo mismo que el nivel de aptitud; y factores extrínsecos como el equipamiento, la técnica del ciclista, el entrenamiento y la acomodación (Wanich, 2007).

En particular, la acomodación como factor extrínseco puede generar alteraciones mecánicas que son producidas por las distancias entre los puntos de apoyo del ciclista con la bicicleta, denominados: interfaz pie-pedal, pelvis-sillín y manos-manillar (Silberman, 2013). Y que puntualmente se evidencian en la posición del pie sobre el pedal, en la altura del sillín, la posición horizontal del sillín y la altura y alcance del manubrio. La modificación de estas distancias puede provocar una alteración en la consecución de un movimiento adecuado y afectar el desempeño.

De ahí que la prevalencia de lesiones por sobreuso en ciclistas y aficionados puede ser de hasta el 85% en uno o más sitios de dolor físico en los que se incluyen la rodilla, el cuello/hombro, las manos y el perineo (Dettori, 2006); (Asplund, 2004). Por una parte, en ciclistas profesionales se informó que el dolor de rodilla genera un mayor tiempo de inactividad del deportista en entrenamiento y competencia, con un 57%, seguido por el dolor de espalda baja con 17% (Clarsen, 2010). Como consecuencia de lo anterior, se ha visto en los equipos de ciclismo, que tienen programas de acomodación y prevención de lesiones, una reducción del dolor de rodilla del 48% al 18% (Barrios, 2015). Por otra parte, esta condición que se presenta en ciclistas profesionales se ve también reflejada en los ciclistas aficionados al experimentar dolor en la zona anterior de la rodilla en un 56% obligándolos a dejar de entrenar y buscar ayuda médica (Van der Walt, 2014) (Dieter, 2014).

El conocimiento de la acomodación del ciclista en la bicicleta con relación a los cambios en el sillín, ha sido el centro de atención principalmente, puesto que las investigaciones se han enfocado en esa parte de la bicicleta, por un lado la altura del sillín o altura de la postura (Holmes, 1994); (Peveler W. W., 2008); (Bini R, 2011); (Ventura Ferrer-Roca, 2012) y por otro la ubicación

horizontal del sillín o longitud de la postura (Hayot C. D., 2012); (Bini R. R., 2013); (Hayot C. D., 2013). Sin embargo, poco se ha dicho sobre otros elementos de la bicicleta como la ubicación del manubrio que junto con la posición horizontal del sillín hacen parte de la longitud de la postura y podrían en conjunto influir en la acomodación del ciclista.

El estudio de los posibles efectos de la ubicación del manubrio en las extremidades inferiores es reducido. Phil Burt (2014) encontró que a pesar de que hay diversos factores que inciden en la posición del manubrio, es limitada la información concerniente al método para medir dicha posición. Este se ha centrado, por una parte, en las conjeturas basadas en la antropometría (de Vey Mestdagh, 1998). Y en otros casos desde criterios subjetivos relacionados con las extremidades superiores (Burke, 2002) (Silberman, 2013); y por otro lado, en las diferentes posiciones que brinda el manubrio de carreras, en especial la posición aerodinámica por sus efectos en el rendimiento (Dorel, 2009). A pesar que el ciclista permanece más del 90% del tiempo en posición vertical agarrado de las manetas del freno y de la parte superior del manubrio (Chapman A. R., 2008).

La longitud de la postura se relaciona con la distancia entre el sillín y el alcance de la parte transversal del manubrio, la configuración de los brazos y piernas cambian con ésta (Hayot C. D., 2012). Por lo tanto, se puede establecer una relación análoga entre las dos. En este sentido, por un lado, la ubicación más atrasada del sillín, que se puede relacionar con una posición adelantada de manubrio disminuye la activación del músculo recto femoral y aumenta la de los flexores plantares y los isquiotibiales (Hayot C. D., 2012) (Bini R. R., 2014) (Hayot C. D., 2013). Por otra parte, se encontró que la ubicación adelantada del sillín, que se puede relacionar con una caña de manubrio atrasada, disminuye la activación de los músculos isquiotibiales (Bini R. R., 2014) y produce una mayor fuerza del cuádriceps, que aunque mejora el rendimiento, aumenta el riesgo de dolor en la rodilla (Hayot C. D., 2013). Por otro lado, Bini (2014) observó que la posición adelantada del sillín presenta grandes aumentos en la media del ángulo de rodilla y en la posición atrasada presenta disminución en la media del ángulo de cadera.

Finalmente, vale la pena resaltar que los estudios que evalúan la acomodación del ciclista en la bicicleta son escasos. Más aún en el contexto colombiano, en el que la investigación se ha centrado en comparar la posición en una bicicleta convencional y otra aerodinámica (Torres Velásquez, 2011). De allí, que este estudio sea el primero en observar los efectos del cambio en la longitud de la caña de manubrio, aspecto que abre la posibilidad de profundizar sobre la acomodación de los ciclistas, teniendo en cuenta que actualmente en Colombia el uso de la bicicleta aumenta en la vida cotidiana y se tiene un reconocimiento internacional por la formación de sus deportistas.

En el presente estudio se plantea que el cambio en la longitud de la caña de manubrio (alcance del manubrio¹) tiene efectos comparables o semejantes a los que se han observado con el cambio del retroceso o posición horizontal en el sillín. En particular, se pretende evaluar las variaciones en la actividad muscular y los rangos articulares de las extremidades inferiores, en el ciclo de pedaleo, mediante el cambio de la longitud de la caña del manubrio en ciclistas aficionados de la Asociación de Ciclistas Ejecutivos de Bogotá.

¹ Los autores definen *Alcance del manubrio* como la distancia entre la perpendicular al eje de rotación de la biela y la perpendicular al extremo del manubrio que incluye la caña de manubrio. La modificación del alcance del manubrio en este estudio depende de la modificación de la longitud de la caña de manubrio, por esta razón se utilizan los dos términos para referirse a lo mismo.

Métodos.

Sujetos

En este estudio participaron ocho ciclistas hombres con un promedio de edad de 41 ± 10 años, peso $72,56 \pm 5,53$ kg y talla $174,81 \pm 5,55$ cm con un entrenamiento semanal de $238,75 \pm 85,43$ Km. (Tabla 1), quienes se ofrecieron voluntariamente a participar en el estudio. En el momento de la evaluación ninguno declaró padecer algún tipo de problema médico.

		Media \pm DS	IC 95%
CICLISTAS	Edad	41,75 \pm 10,08	33,32 - 50,18
	Peso (Kg)	72,56 \pm 5,53	67,94 - 77,18
	Talla (cm)	174,81 \pm 5,55	170,17 - 179,46
	Vatios máximos	306,79 \pm 30,03	281,68 - 331,89
	Vatios relativos	4,26 \pm 0,63	3,74 - 4,79
	Entrenamiento semanal (km)	238,75 \pm 85,43	167,33 - 310,17
	Vatios ensayo a 57%	174,04 \pm 15,83	160,80 - 187,28
	Vatios relativos ensayo a 57%	2,42 \pm 0,34	2,13 - 2,70
	Frecuencia de pedaleo RPM a 57%	88,08 \pm 1,88	86,52 - 89,65
	Frecuencia cardiaca a 57%	121,77 \pm 6,42	113,79 - 129,74
BICICLETAS	Alcance (cm)	58,51 \pm 1,81	57,00 - 60,02
	Longitud caña de manubrio (cm)	10,75 \pm 1,39	9,59 - 11,91
	Altura del manubrio (cm)	6,29 \pm 2,08	4,55 - 8,03
	Ancho de manubrio (cm)	42,25 \pm 0,71	41,66 - 42,84
	Atraso sillín 7 cm (cm)	21,23 \pm 3,50	18,30 - 24,15
	Atraso sillín punta (cm)	6,49 \pm 3,20	3,81 - 9,16
	Longitud biela (cm)	17,16 \pm 0,19	17,00 - 17,31
Ver figura 1 para medidas de las bicicletas.			

Tabla 1 Características de ciclistas y bicicletas (Media \pm DS, Índice de Confianza 95%).

Fuente: elaboración propia.

Bicicletas

En cuanto a la bicicleta, se midió su *ajuste*² para determinar la acomodación o posición preferida del ciclista (ver Figura 1). Para señalar *la línea cero* de medición, se proyectó una vertical con un láser de línea en cruz GLL2-15 sobre el tubo horizontal del marco de la bicicleta, de manera que formara una perpendicular al eje de rotación de la biela. Desde esta línea se midieron con un

² Los autores definen *Ajuste* como aquellas variaciones de los elementos o partes de la bicicleta.

flexómetro Starrett Exact tx34-5m: i) *Alcance del manubrio* (Al), que incluye la longitud de la caña de manubrio y se relaciona con ii) *Caída o altura del manubrio* (h) e iii) *Inclinación del manubrio* (Im), y iv) *Retroceso del sillín*, al que a su vez pertenecen dos medidas: *Retroceso del sillín* (Rs) y *Retroceso 7 cm* (7cm Rs). Finalmente, se midió la v) *Longitud de la biela* (Lb). Posteriormente, durante las 3 pruebas principales solamente se modificó Al, mientras que h y Im se mantuvieron y controlaron con los respectivos instrumentos de medición. Rs y 7cm Rs y Lb no se modificaron. Las variables de las características antropométricas y fisiológicas de los ciclistas y las medidas de las bicicletas presentaron homogeneidad limitando sus efectos en la activación muscular (Hug, 2009). En especial las variables relacionadas con la ubicación del manubrio, la altura y la longitud de la caña consistentes con lo que describe Silberman (2013) en la que h debe estar entre 2 y 8 cm y Al de 10 a 12 cm, en este estudio encontramos una media de $6,29 \pm 2,08$ cm y $10,75 \pm 1,39$ cm respectivamente (ver Tabla 1).

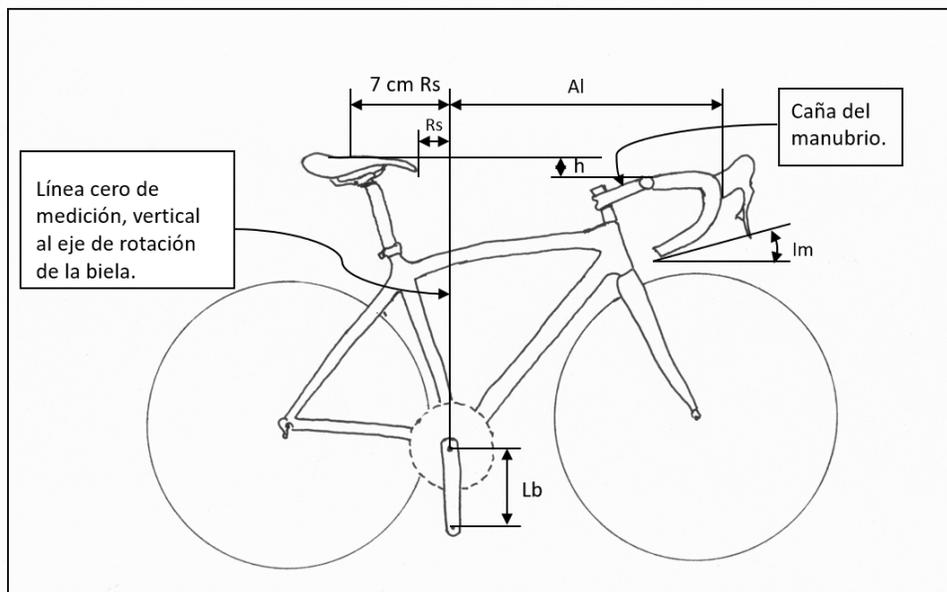


Figura 1. Medidas de la longitud de la bicicleta y ubicación del manubrio: Alcance (Al) incluye caña de manubrio, Altura del manubrio (h), Inclinación del manubrio (Im), Retroceso del sillín (Rs), 7 cm Retroceso del sillín (7cm Rs) y Longitud de la biela del pedal (Lb). En los recuadros línea vertical al eje de centro punto cero para medición de alcance y atraso del sillín, y ubicación de la caña de manubrio. Fuente: elaboración propia.

Protocolo de ejercicio

Consistió en dos sesiones realizadas en el siguiente orden: En la primera sesión cada sujeto realizó una prueba incremental de ciclismo para determinar la Potencia Máxima. Inició con una carga de 50 W a 90 ± 3 rpm la carga se elevó 25 W cada minuto hasta el agotamiento, momento en el que el ciclista no lograba mantener la cadencia establecida (Carpes, 2011) (ver Tabla 1).

Para no alejarse demasiado de las condiciones ecológicas del gesto del pedaleo (es decir, el uso de la bicicleta en carretera), cada ciclista utilizó su propia bicicleta, equipada con pedales automáticos y zapatillas de ciclismo con suela rígida. Cada bicicleta fue instalada en un ciclo simulador **Tacx neo Smart, software tacx Trainer software 4 advanced**. La potencia

máxima se relacionó con el VO₂ (Hawley, 1992). Para esta investigación se calculó un porcentaje de VO₂ del 57%, donde la activación muscular es más coordinada y se relaciona con el 55-60% del PO₂ máx. (Blake, 2012).

En la segunda sesión se realizaron las pruebas principales, se pidió a los sujetos realizar tres pruebas de esfuerzo, al 57% de la potencia máxima y cadencia de pedaleo de ± 90 rpm, controlada visualmente, en tres posiciones del alcance del manubrio: 1. Preferida, 2. Adelantada (preferida +3 centímetros) y 3. Atrasada (preferida -3 centímetros) (ver Figura 2A). Para lo cual se requirió el diseño y construcción de una caña de manubrio especial (ver Figura 2B). Cada posición se ensayó durante 5 minutos (2 minutos iniciales sin carga y 3 minutos con la carga constante). Entre cada una de las pruebas los sujetos descansaron 20 minutos. En la posición atrasada y adelantada se controló la altura e inclinación del manubrio manteniendo las medidas originales por parte del mismo evaluador en cada sujeto. Como condición básica del estudio, se pidió a los ciclistas permanecer sujetos a las capuchas del freno.

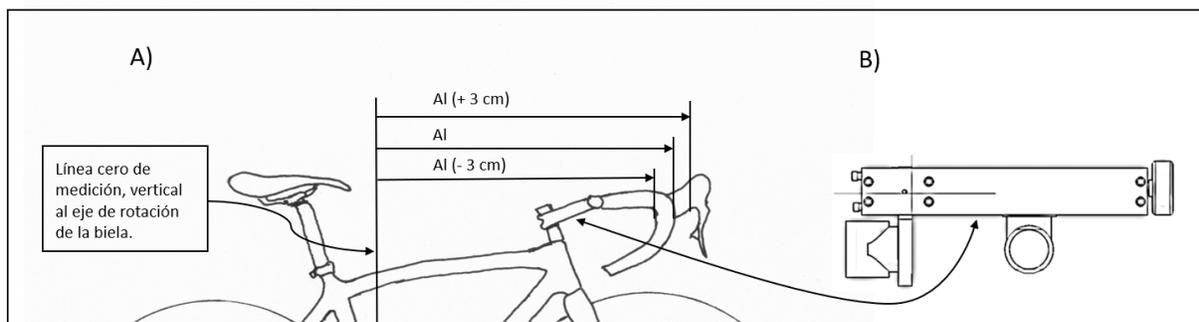


Figura 2. A) Posiciones del alcance del manubrio de la bicicleta. Posición Preferida (AI); Posición Atrasada (AI. (-3)) y Posición Adelantada (AI. (+3)). B) Caña especial de manubrio que permite cambiar la longitud del alcance y el ángulo de inclinación del manubrio. Fuente: elaboración propia.

Recolección datos.

Activación Muscular. La actividad muscular se midió con electromiografía de superficie (EMG), Equipo de medición Delsys Trigno Wireless System con frecuencia de adquisición de 2000 Hz, 8 canales y frecuencia de pedaleo de ± 90 rpm. La electromiografía se ubicó de forma bilateral en los siguientes músculos: Vasto Lateral Derecho (VLD), Vasto Lateral Izquierdo (VLI), Vasto Medial Derecho (VMD), Vasto Medial Izquierdo (VMI), Bíceps Femoral cabeza larga Derecho (BFD), Bíceps Femoral cabeza larga Izquierdo (BFI), Gastrocnemio Lateral Derecho (GLD) y Gastrocnemio Lateral Izquierdo (GLI). Los electrodos se colocaron longitudinalmente con respecto a la disposición de las fibras musculares y se localizaron de acuerdo a los protocolos de la EMG de superficie para la evaluación no invasiva de músculos (SENIAM) (Hermens, 2000).

Ángulos articulares. La cinemática de los miembros inferiores se obtuvo utilizando 8 cámaras optoelectrónicas (Oqus, Qualisys, Suecia), con frecuencia de adquisición 500 Hz a través del software Qualisys Track Manager (QTM) (Qualisys, Suecia). Se utilizó un protocolo modificado de Davis para ubicar los centros de rotación articular (Davis III, 1991), se colocó un marcador

esférico reflectante en el acromion, trocánter mayor, cóndilo femoral lateral, maléolo lateral y quinta articulación metatarso falángico. Con estos se determinaron los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo, derecha e izquierda. Los datos de la EMG y cinemáticos se registraron durante un periodo de 30 s del minuto 2 al minuto 2:30 en la prueba al 57% de la potencia máxima, en cada una de las posiciones del alcance del manubrio ya descritas. El mismo evaluador se encargó de ubicar y controlar la posición los electrodos de la EMG y los marcadores esféricos. La frecuencia cardiaca fue registrada mediante un transmisor Tacx T1994, se controló para mantener el umbral del 57% del VO₂ el valor se ubicó en una media y desviación standard de 121.77 ± 6.42 respectivamente (ver Tabla 1).

Las señales de EMG obtenidas en bruto se suavizaron. Para este fin, se usaron: un módulo especializado de python para análisis de señales (*scipy.signal*), un filtro de dos vías que removió altas y bajas frecuencias y permitió que solamente permanecieran los datos dentro del rango 20Hz – 450Hz. Luego se calculó la media cuadrática (RMS por sus siglas en inglés), que corresponde a la media estadística de la EMG. Se estableció un ciclo de pedaleo de 360°. Para determinar el inicio del ciclo de pedaleo o punto muerto superior grado (0°) se usó el acelerómetro del gastrocnemio lateral en el valor máximo.

Análisis Estadístico.

Para la caracterización morfológica y fisiológica de ciclistas, bicicletas, activación muscular y ángulos se usaron medidas de tendencia central (media) y de dispersión (desviación estándar e intervalo de confianza). Se determinó la distribución normal de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Para determinar las diferencias en la intensidad de la activación de los músculos individuales y los ángulos de las articulaciones bilaterales con respecto a las tres posiciones del alcance del manubrio se realizó un análisis de variancia de una vía (Anova) para cada caso. Lo mismo que se usaron pruebas pos hoc (Tukey) para determinar las comparaciones múltiples. El software estadístico usado en el análisis de los datos fue Statistical Package for the Social Sciences® V.24 (SPSS 24), y Excel para la diagramación de los resultados. El nivel de significancia estadística se definió por una confianza del 95% y la probabilidad de un valor de $p < 0.05$.

Resultados.

El ángulo de la cadera derecha e izquierda disminuye con el cambio del alcance del manubrio de la posición preferida a la adelantada y aumenta con la posición atrasada, de forma no significativa en el análisis múltiple del test de Tukey. Sin embargo, al comparar la posición adelantada vs atrasada se produce un aumento del ángulo de la Cadera Izquierda en los puntos determinados por los ángulos del ciclo de pedaleo a 90°, 120°; 150° y 180°. Las variaciones de los ángulos a 120° (94,17 vs 89,38, $P=0,05$) y 150° (101,21 vs 96,64, $P=0,05$) presentan diferencia estadísticamente significativa, mientras que a 90° (83,24 vs 78,19, $P=0,07$) y 180° (101,79 vs 97,64, $P=0,06$) es próxima a la significación estadística (Ver Figura 4).

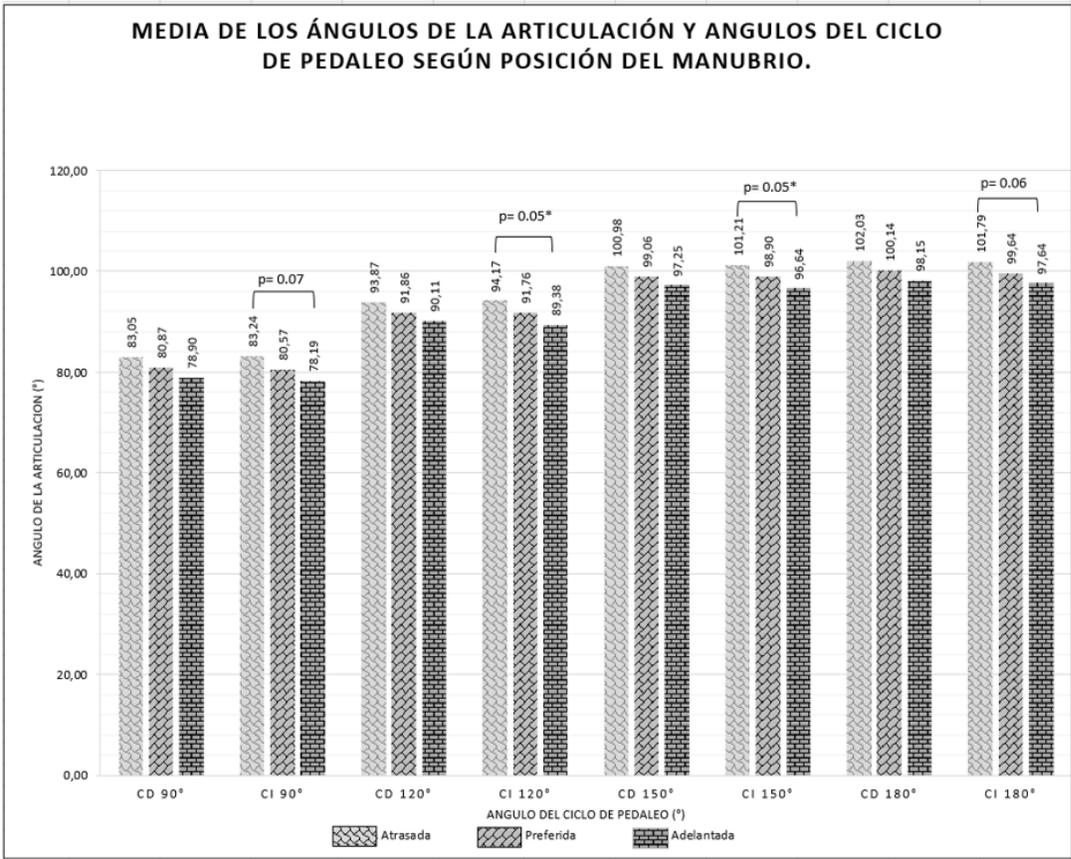


Figura 4. Resultados. Valores de la media en grados de los ángulos de la Cadera Derecha (CD) e izquierda (CI) según el ángulo del ciclo de pedaleo (90°, 120°, 150° y 180°) en cada posición del alcance del manubrio (atrasada, preferida y adelantada). Valores significativos ($p \leq 0.05$) de la comparación múltiple de Tukey. (*) Diferencia significativa entre posiciones. Fuente: elaboración propia.

En el ángulo de la rodilla en las diferentes comparaciones múltiples de la posición del alcance del manubrio preferida, atrasada y adelantada no se encontraron variaciones. Mientras que el ángulo del tobillo presenta alta variación que puede ser debido a diferentes causas (Ver figura 5).

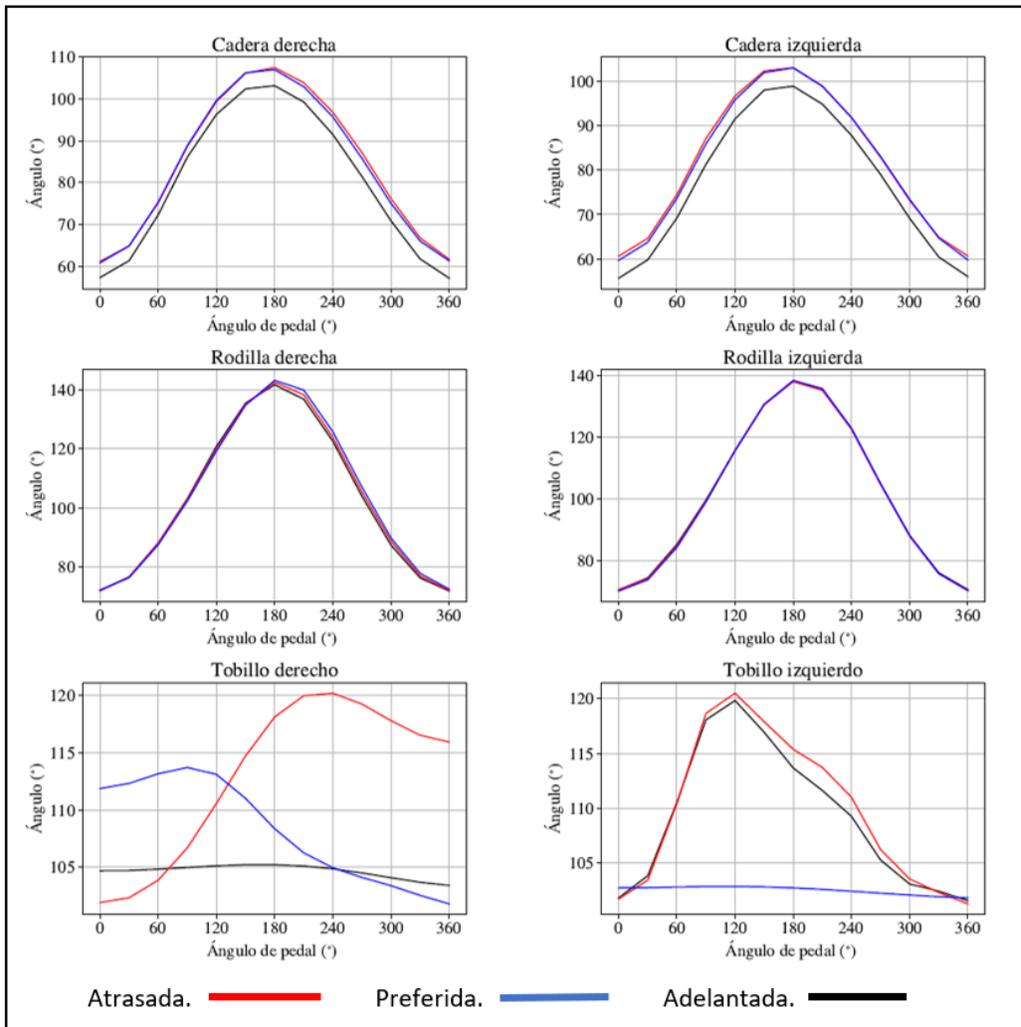


Figura 5. Ángulos articulares de un ciclista representativo de Cadera, Rodilla y Tobillo, derecha e izquierda. En cada una de las posiciones del alcance del manubrio: Atrasada (rojo), Preferida (azul) y Adelantada (negro). Fuente: elaboración propia.

En la figura 6 se ilustran el patrón de activación muscular típico de los ciclistas. El Vasto lateral y Vasto medial estaban activos en una única ráfaga en la fase principal de propulsión o bajada del pedal. El Biceps femoral presenta una ráfaga que comienza después del inicio de los vastos y se prolonga hasta pasado el punto muerto inferior. El Gastrocnemio lateral se presenta de forma bifásica con dos picos de activación que inicia hacia los 30° y se prolonga hasta pasado el punto muerto inferior.

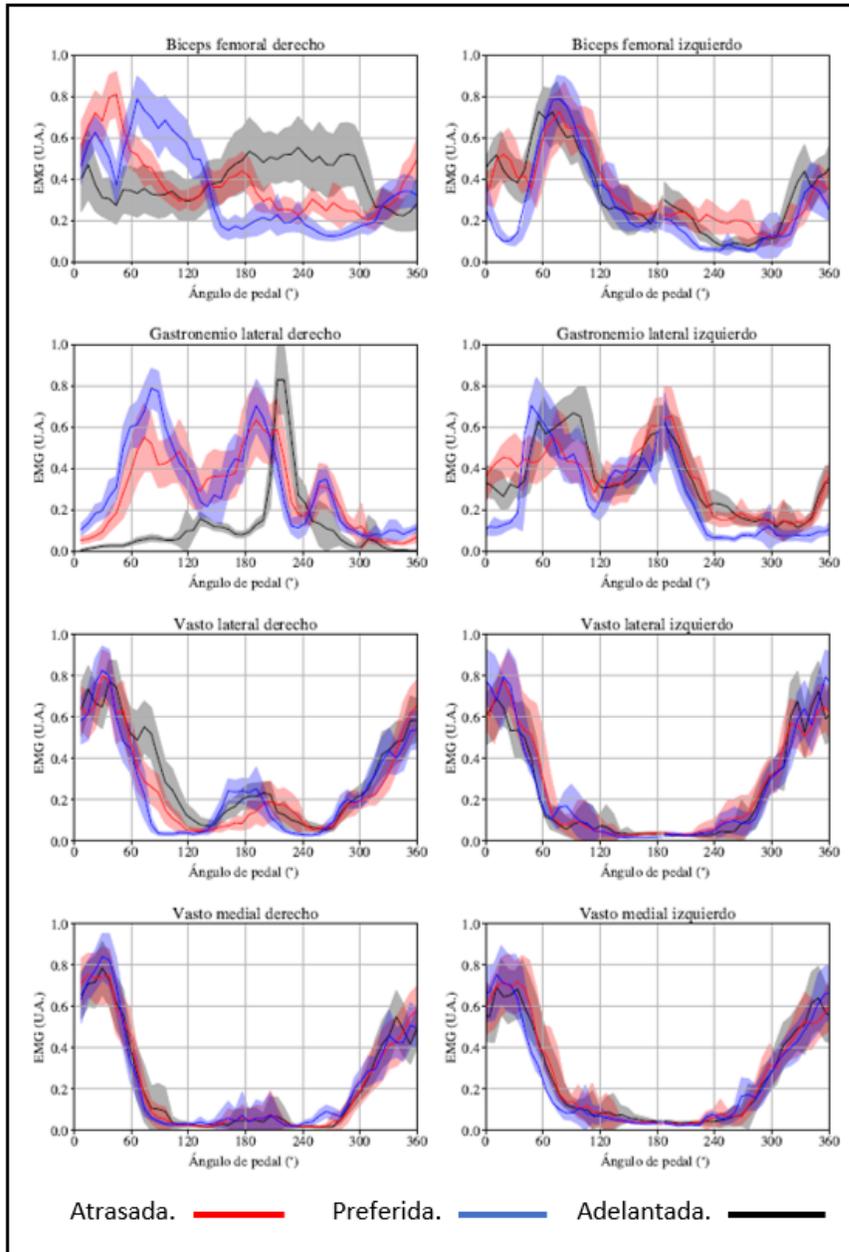


Figura 6. Actividad muscular de un ciclista representativo. Amplitud media (línea envolvente) y desviación estándar (área sombreada según color) de la EMG de los músculos Vasto lateral, Vasto medial, Bíceps femoral y gastrocnemio lateral, derecho e izquierdo durante el ciclo de pedaleo a 90 RPM. En cada una de las posiciones del alcance del manubrio.
Fuente: elaboración propia.

Al modificar el alcance del manubrio de la posición preferida a la adelantada se encuentra un aumento menor no significativo en la activación muscular en el BFD (0,32 vs 0,33, $P=0,91$) y BFI (0,34 vs 0,388, $P=0,85$). En esta misma posición presentan disminución menor de la activación del

GLI (0,34 vs 0,32, $P=0,95$) y reducción mayor en el GLD (0,35 vs 0,28, $P=0,23$) . El grupo de los Vastos presenta disminución menor en la activación muscular.

Al modificar el alcance del manubrio de la posición preferida a la atrasada se encuentra un aumento reducido en la activación muscular en el BFI (0,34 vs 0,36, $P=0,96$), VLD (0,25 vs 0,26, $P=0,77$) y VMI (0,25 vs 0,267, $P=0,72$). En esta misma posición presentan disminución reducida en la activación BFD, VMD, VLI y una disminución aumentada en el GLD (0,35 vs 0,30, $P=0,44$) y GLI (0,34 vs 0,23, $P=0,11$) (Ver figura 7). Las variaciones de los diferentes grupos musculares con respecto a las comparaciones múltiples en las posiciones preferida, adelantada y atrasada no presento diferencia estadísticamente significativa.

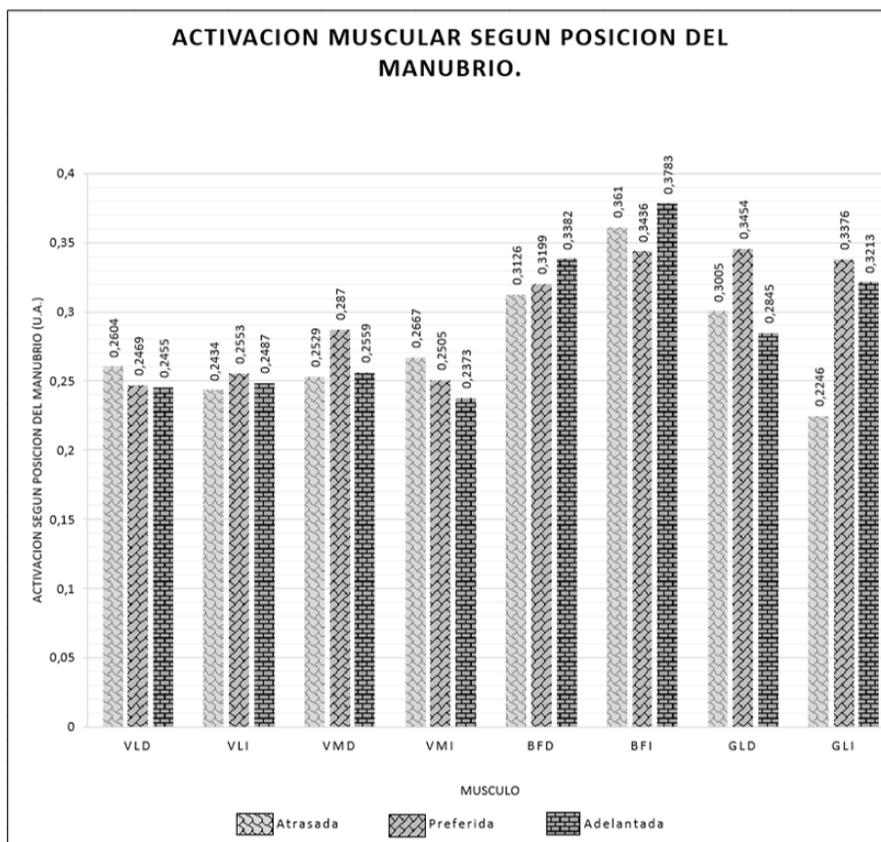


Figura 7. Resultados. Valores de la media en Unidades Arbitrarias (U.A.) de la Activación Muscular de cada musculo Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM), Bíceps Femoral (BF) y Gastrocnemio Lateral (GL) bilateral, Derecho (D) e Izquierdo (I) en las posiciones del alcance del manubrio (atrasada, preferida y adelantada). Valores significativos ($p \leq 0.05$) de la comparación múltiple de Tukey. Fuente: elaboración propia.

Discusión.

A diferencia de lo que menciona Bini y col. en su artículo del (2014), en el presente estudio no se determinaron mayores diferencias en el ángulo de la rodilla en la posición atrasada, sin embargo,

se encontró que sí se presenta un mayor ángulo de la cadera izquierda y un aumento del ángulo del tobillo entre la posición atrasada vs adelantada de la longitud del alcance del manubrio, situación que es consistente con el estudio de Savelberg y cols. quien en el año (2003), reportó, que la manipulación de la articulación de la cadera no solo tiene efectos sobre sí misma, sino que tiene efectos mínimos en la articulación de la rodilla por su complejidad y en la articulación del tobillo y que dichas modificaciones son considerables en la cinemática y la actividad muscular. Este estudio es congruente con esta información, ya que, en la posición adelantada comparada con la atrasada del alcance del manubrio, por un lado, aumenta el ángulo de la cadera adoptando una posición vertical o inclinada similar a la del citado estudio y por otro lado, aumentan los cambios del ángulo del tobillo, que finalmente puede estar relacionado con la disminución de la activación del GLD y GLI bien sea en la posición adelantada o atrasada respectivamente. Por lo tanto la modificación de la posición de la cadera tiene efectos en la parte distal de la extremidad inferior.

La activación del gastrocnemio lateral en la posición preferida se presenta de 30° a 200° aproximadamente del ciclo de pedaleo algunos ciclista presentaron dos picos pero todos en la posición preferida presentaron un estallido inicial entre 30° y 145° que coincide con el par máximo de flexión plantar (Chapman A. R., 2006). La activación disminuye tanto en la posición atrasada como adelantada indicando que se afecta la transmisión de fuerza producida por los principales músculos encargados de la fuerza de propulsión al pedal. A pesar de ser una pérdida mínima de fuerza puede afectar el rendimiento si tenemos en cuenta que en una hora se producen alrededor de 5000 ciclos de pedal. De otra parte, existe evidencia de la asociación entre el reclutamiento muscular irregular y la lesión muscular esquelética en ciclistas y triatletas, ya que en los triatletas las lesiones del pie y pierna representan el mayor tiempo perdido en los entrenamientos (Chapman A. R., 2008).

Las demandas de la actividad del gastrocnemio en la fase de recuperación no son claras, pero pueden relacionarse con la contribución del músculo a la flexión de rodilla, el control de la posición articular del tobillo o el control del momento de rotación de la rodilla en el eje vertical de la rodilla (Chapman A. R., 2006), en este estudio puede estar relacionado con el control de la posición articular del tobillo y que se evidencian en la modificación de la activación muscular y el cambio marcado de los ángulos del tobillo que pueden tener relación con lesiones en las áreas indicadas.

Considerando que la modificación superior del cuerpo no tiene efectos en la cinemática de la pierna y del pie en el ciclista debido a que la mayor experiencia del ciclista de rendimiento, implica una mayor habilidad del sistema nervioso central para el reclutamiento muscular al ejecutar el ciclo de pedaleo (Chapman A. R., 2008). Encontramos que no es consistente ya que la modificación de la longitud del alcance del manubrio en la posición atrasada comparada con la posición adelantada tiene efectos en la variación del ángulo de la cadera en la fase de mayor activación del músculo gastrocnemio lateral izquierdo y derecho. Teniendo en cuenta que los sujetos tienen predominancia derecha con un mayor control de esta extremidad, al modificar la

longitud del alcance del manubrio hacia la posición adelantada disminuye la activación del gastrocnemio derecho y en la posición atrasada disminuye en mayor medida la activación del gastrocnemio izquierdo. De esta forma la variación de la caña de manubrio en la posición atrasada afecta la extremidad inferior no dominante y en la posición adelantada se afecta la extremidad dominante, sin alterar totalmente la tarea de cumplir el ciclo de pedaleo. Confirmando que la redundancia motora desempeña un papel importante en la producción de múltiples sinergias y combinaciones de acciones musculares para la producción de un mismo patrón motor (Carpes, 2011).

Ya en cuanto a la relación análoga entre el sillín y el manubrio que puede tener efectos similares o contrarios encontramos que, por un lado, el sillín atrasado vs manubrio adelantado es similar ya que el ángulo de la cadera disminuye, la activación de los isquiotibiales aumenta, y la activación de los flexores plantares es contraria ya que disminuye. La variabilidad observada sin ser significativa es similar a la que se presenta cuando el sillín está en posición atrasada y es consistente con la literatura (Hayot C. D., 2013). Sin embargo, el GLI y el GLD presentan disminución en la activación muscular contrario a los hallazgos reportados para el sillín atrasado (Hayot C. D., 2013). Por otro lado, el sillín adelantado vs manubrio atrasado presenta efectos contrarios para el ángulo de la rodilla ya que este no varía y efectos intercambiados para los músculos de acuerdo a la dominancia de la extremidad para el BFD es similar ya que disminuye y para el BFI es contraria ya que aumenta en el cuádriceps VLD y VMI es similar ya que aumenta la activación y para el VLI y VMD es contraria ya que disminuyeron,

Al cambiar la posición de la silla de la bicicleta los ciclistas y triatletas presentan estabilidad cinemática sin grandes cambios en el ángulo medio del tobillo (Bini R. R., 2014). En nuestro estudio los hallazgos son contrarios, ya que la variación del ángulo del tobillo es mayor en cada ciclista. Sin embargo destacamos que los hallazgos de Bini se hicieron con un nivel superior de carga (segundo umbral de ventilación), en el que los ciclistas mantienen una mayor dorsiflexión del pie como estrategia para mantener la carga elevada disminuyendo el ángulo del tobillo; mientras que en el caso de este estudio, al 57% de la potencia máxima, el tobillo tiene mayor flexión plantar y mayor variación del ángulo de tobillo intersujetos e intrasujetos (Peveler W. W., 2012).

Conclusión y aplicación.

El presente estudio demuestra que la modificación del ajuste del alcance del manubrio de la bicicleta tiene efectos en la acomodación del ángulo de la cadera, el ángulo del tobillo y la activación de los músculos de la pierna. Sin llegar a ser concluyente se tiene una aproximación a la idea de la relación análoga entre la acomodación del sillín y el alcance del manubrio, la posición atrasada del sillín vs la posición adelantada del sillín tiene efectos similares y la posición adelantada del sillín vs la posición atrasada del manubrio presenta efectos intercambiados de acuerdo a la dominancia de la extremidad inferior.

Se postula que la activación muscular es variable y que se buscan diferentes estrategias de activación muscular para lograr la misma tarea, es de aclarar que el estudio no tuvo en cuenta la aplicación de fuerza en los pedales ni el tiempo de activación muscular.

Se confirma la necesidad de un adecuado ajuste de la bicicleta que minimice las exigencias de acomodación del ciclista a la bicicleta, evitando así efectos adversos sobre los músculos, y las articulaciones. Situación para tener en cuenta las personas que utilizan la bicicleta sin interés deportivo o competitivo ya que estarían en riesgo por una inadecuada elección de la longitud de la caña de manubrio.

Es necesario aclarar que es importante una adecuada posición del sillín, ya que los vicios que se presenten en este, pueden ser aumentados por la posición del manubrio. En especial cuando se combina una posición del sillín adelantada con una posición del manubrio atrasada que puede tener efectos en la cadera y la activación de los músculos de la extremidad inferior. El presente estudio encuentra una aplicación práctica en el espacio de la acomodación del ciclista en sus diferentes escenarios (centros de rehabilitación, centros de acondicionamiento físico, clubes y gimnasios) en la medida que los productores de bicicletas móviles, bicicletas estáticas y cicloergómetros, agregan una caña de manubrio modificada que permite diferentes distancias en el alcance del manubrio. Los resultados del estudio permite tener un criterio para decidir la distancia del alcance del manubrio y su posible efecto en la activación muscular y ángulos articulares.

Referencias

- Asplund, C. &. (2004). Knee pain and bicycling: fitting concepts for clinicians. *The Physician and sportsmedicine*, 32(4), 23-30.
- Barrios, C. B. (2015). Changes in sports injuries incidence over time in world-class road cyclists. *International journal of sports medicine*, 36(03), 241-248.
- Bini R, H. P. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sport Med*.
- Bini, R. R. (2013). Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Physical Therapy in Sport*, 14(1), 23-27.
- Bini, R. R. (2014). *Biomechanics of Cycling*. Springer International Publishing.
- Bini, R. R. (2014). Effects of body positions on the saddle on pedalling technique for cyclists and triathletes. *European journal of sport science*, 14(sup1), S413-S420.
- Blake, O. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 44(5), 926-938.
- Burke, E. (2002). *Serious Cycling 2nd Edition*. Colorado Springs: Human Kinetics.

- Burt, P. (2014). *Bike Fit: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance*. A&C Black.
- Carpes, F. P. (2011). Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. *Journal of Sports Sciences*, 29(2), 151-159.
- Chapman, A. R. (2006). Leg muscle recruitment in highly trained cyclists. *Journal of sports sciences*, 24(2), 115-124.
- Chapman, A. R. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 519-526.
- Clarsen, B. K. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *The American journal of sports medicine*, 38(12), 2494-2501.
- Davis III, R. B. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human movement science*, 10(5), 575-587.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5), 325 - 334.
- Dettoni, N. J. (2006). Non-traumatic bicycle injuries. *Sports Medicine*, 36(1), 7-18.
- Dieter, B. P. (2014). Muscle activation patterns and patellofemoral pain in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(4), 753-761.
- Dorel, S. C. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(1), 44-54.
- Hawley, J. A. (1992). Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 65(1), 79-83.
- Hayot, C. D. (2012). Effects of 'posture length' on joint power in cycling. *Procedia Engineering*, 34, 212-217.
- Hayot, C. D. (2013). Muscle force strategies in relation to saddle setback management in cycling. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(sup1), 106-108.
- Hermens, H. J.-K. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Holmes, J. C. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in sports medicine*, 13(1), 187-205.
- Hug, F. &. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Organization, W. H. (2010). Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud. In O. W. Health, *Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud* (p. 56). Ginebra: Organización Mundial de la Salud.

- Peveler, W. W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1355-1359.
- Peveler, W. W. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3004-3009.
- Rauck, M. J. (1981). *Historia de la Bicileta*. Barcelona: Blume.
- Savelberg, H. H. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 310-324.
- Silberman, M. R. (2013). Bicycling injuries. *Current sports medicine reports*, 12(5), 337-345.
- So, R. C. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.
- Torres Velásquez, A. &. (2011). Análisis del patrón de activación muscular en la fase del pedaleo 0°-90° en dos tipos de bicicleta. In G. Ramón, *Biomecánica Deportiva Aplicada* (pp. 111-119). Medellin: Universidad de Antioquia Funámbulos Editores.
- Van der Walt, A. J. (2014). Non-traumatic injury profile of amateur cyclists. *South African Journal of Sports Medicine*, 26(4), 119-122.
- Ventura Ferrer-Roca, A. R.-I. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclist: Static Vs. Dynamic evaluation in bike fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Wanich, T. H. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(12), 748-756.