

Máster Universitario en Rendimiento deportivo y Salud



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Trabajo fin de Máster

Bikefitting: ajuste de las dimensiones de la bicicleta basado en criterios biomecánicos

Curso 2023-24

Autor: Benjamín Commentz Niedmann
Profesor tutor: Jose Luis López Elvira

Introducción:

Un correcto ajuste de las dimensiones de una bicicleta puede llevar consigo un aumento de las posibilidades de mejorar la comodidad (Davis et al. 1981), variable que tendrá un efecto directo sobre la técnica de pedaleo, por ende, sobre el rendimiento y la prevención de lesiones (Bini et al. 2011; Garcia-Lopez et al. 2014). El ajuste de la posición del sillín es considerado el más importante para la prevención de lesiones del tren inferior (Mellion et al. 1991; Roca et al. 2015) y el aumento del rendimiento en el ciclismo (Peveler et al. 2011). Las lesiones más asociadas a la práctica del ciclismo son aquellas referidas principalmente a la articulación de la rodilla (Clarsen et al. 2010), lesión que se produce debido a la constante repetición y presión que se aplica sobre ella (Commandré et al. 1987; Asplund et al. 2004), además, es la zona más importante en la producción de potencia, y, que, por ende, es la que más fuerza produce durante el pedaleo (González et al. 1989). Para disminuir las probabilidades de sufrir riesgo de lesión, es necesario tener en cuenta varios componentes, entre los cuales se encuentran las variables antropométricas o morfotipo y su relación con las dimensiones de la bicicleta (Bini et al. 2011; Peveler et al. 2011), las peculiaridades físicas (González et al. 1989; Coyle et al. 1991) y la experiencia del deportista (Ashe et al. 2003; Bini et al. 2014).

Se sabe que existen diferentes dimensiones longitudinales entre el fémur, la tibia y el pie en cada individuo y entre individuos (Kim et al. 2017; Ueno et al. 2018), es más, se ha visto que esto es un factor influyente en el rendimiento de disciplinas atléticas de velocidad, de fondo (Tomita et al. 2020; Suga et al. 2020; Ueno et al. 2019; Ueno et al. 2018; Morrison et al. 2015) y para disciplinas de remo (Nolte et al. 2001; Greene et al. 2009). Sin embargo, no hay evidencia exacta que haya probado que las diferencias de longitud entre el fémur/tibia y pie sea un factor influyente en el rendimiento y salud de ciclistas, pero sí hay evidencia que dice que puede ser una factor para tener en cuenta al momento de ajustar las medidas de una bicicleta (Holliday et al. 2021; De Vey Mestdagh et al. 1998; Peveler et al. 2008, 2011). Un ejemplo claro es la propuesta hecha por Martin et al. (2001) que busca conocer la longitud adecuada de la biela en función de la longitud de la tibia, esto en vista de que la longitud de la biela es un factor influyente de la eficiencia de pedaleo (Ettema et al. 2008; Blake et al. 2012).

Muchas técnicas antropométricas estáticas utilizadas para la regulación de la posición del sillín, no consideran la relación longitudinal del fémur y la tibia (González et al. 2017; Bini et al. 2011; Peveler et al. 2011), como tampoco toman en consideración la longitud del pie y su influencia en el ángulo de rodilla (González et al. 1989; Peveler et al. 2011). Este y otros factores que no son considerados en los métodos antropométricos han mostrado que un 63% de los casos no coinciden con el método de goniometría estática personalizada para la regulación de la posición del sillín (Peveler et al. 2008; Peveler et al. 2007). Pero, los métodos de goniometría estática, por muy utilizados que sean gracias

a su bajo coste y facilidad de uso (Vallés González et al. 2014; Fonda et al. 2014), pasan por alto la variación de los ángulos de rodilla que se consiguen durante la fase dinámica del pedaleo producto de la variabilidad inherente de los seres vivos, llegando a subestimar entre un 7-10% el ángulo de rodilla comparándose con un método de videofotogrametría bidimensional (Bini et al. 2012; Peveler et al. 2012). Aunque, los métodos bidimensionales también tienen sus limitaciones, es por esto, por lo que los laboratorios de biomecánica han preferido utilizar sistemas de 3 dimensiones como el sistema Vicon y el 3D Motion Analyzer que han sido validados y comparados con los métodos gold standard (Vallés-González et al. 2016; Bouillod et al. 2016).

En el mundo del *bike-fitting* sigue sin haber un consenso claro respecto a la óptima regulación de la altura del sillín (Bini et al. 2011), pero parece que el método más aceptado es el de Holmes et al. (1994) (Vey-Mestang et al. 1998; Burke et al. 2003; Peveler et al. 2005; González et al. 2017; Bini et al. 2011), el cual se centra en delimitar el ángulo de rodilla entre 25-35° con la biela en su punto más bajo de forma estática. Pero esta propuesta puede suponer una limitación del ajuste adecuado del sillín al no tener en cuenta 4 factores: 1) No se toma en cuenta el ángulo de máxima extensión de rodilla durante el gesto técnico del pedaleo, el cual, si supone extender la rodilla por fuera de los rangos articulares que el tejido puede soportar, podría provocar un deterioro de esta misma dependiendo si se trata de un ángulo muy cerrado (por una altura del sillín muy elevada) (Baker et al. 2002; Silberman et al. 2005; Peveler et al. 2008), o de un ángulo muy abierto (por una altura del sillín muy baja) (Baker et al. 2002; Peveler et al. 2009, 2008); 2) El rango angular de rodilla recomendado por Holmes et al (1994) tiene un abanico excesivamente amplio de 10°, lo que puede suponer una regulación del sillín poco individualizada por los pequeños ajustes que son capaces de afectar el rendimiento del deportista (Diefenthaler et al. 2008) y de provocar lesiones por sobre uso (Wolchok et al. 1998; Gómez et al. 2008); 3) La valoración de los ángulos se realiza de forma estática, debiendo realizarse de forma dinámica para una mayor representatividad del gesto técnico, y, para evitar que los ángulos de rodilla cambien sustancialmente durante la valoración dinámica (Fonda et al. 2014; Bini et al. 2012; Garcia-Lopez et al. 2009; Roca et al. 2015); 4) No se toma en cuenta el ángulo de rodilla óptimo de la fase de empuje, fase que corresponde al momento de fuerza más elevado y con mayor tensión femoropatelar, donde la biela se encuentra cercana a los 90° del ciclo de pedaleo (Bertucci et al. 2012; Delp et al. 1993; Brockett et al. 2001; Rubio et al. 2014).

Existe bibliografía que demuestra que el ángulo de torque máximo es completamente individual (Caldwell et al. 1993; Russell et al. 1995), y, al igual que el ángulo de rodilla óptimo de la fase de empuje, las dimensiones de la tibia y el fémur también son completamente individuales (Kim et al. 2017; Ueno et al. 2018), concretamente las dimensiones del tren inferior en general (Sanner et al., 2000), lo que podría tener cierta influencia en la individualidad del ángulo óptimo de rodilla en la zona de torque máximo, además de las propias características musculares de cada deportista en las capacidades de producción de potencia (González et al. 1989). Es por esta razón que, el objetivo

del actual estudio será explorar la relevancia de conocer las longitudes de la extremidad inferior por separado de forma específica, determinar qué ocurre con los ángulos de rodilla en las distintas fases y posiciones de importancia del pedaleo de manera dinámica en función de los distintos perfiles de relación tibia/fémur, y, por último, observar si existe alguna variación de dichos ángulos entre individuos, aun cuando todos tienen el mismo ángulo de rodilla en extensión dinámica con la biela en 180°, y, misma posición de la rodilla con respecto al eje del pedal con la biela en 90°.

Metodología:

Muestra

Se midieron a 14 hombres y 9 mujeres que tenían alguna relación con el ciclismo de ruta y/o de montaña ligado a modalidades de velocidad y/o Endurance. Todos practicaban con regularidad estas modalidades del ciclismo (más de 3 veces por semana) y no tenían operaciones quirúrgicas asociadas que pudiesen afectar la medición de los ángulos de rodilla durante el gesto técnico del pedaleo sobre la bicicleta (31.6 ± 13.1 años de edad; 66.3 ± 9.9 kg de masa; 1.69 ± 0.07 m de altura). Los participantes firmaron un consentimiento informado previo a su colaboración, basado en las normas dictadas en la declaración de Helsinki en 1964, y sus revisiones de Tokio en 2004 (Asociación Médica Mundial et al. 2004). El actual estudio fue aprobado por el Comité de Ética e Integridad perteneciente a la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

Procedimiento

El procedimiento duró un máximo de 2 horas y un mínimo de 1 hora y 30 min por participante, citándose entre 1 a 5 personas por día, con una disponibilidad horaria para recibir a los deportistas desde las 9 am hasta las 6 pm. Las evaluaciones se realizaron en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Cada participante trajo su propia indumentaria, de la cual se les informó que no debía tener reflectantes, y, debía poder dejar al descubierto las crestas y las espinas iliacas anterosuperiores y posterosuperiores. Además, se le pidió a cada participante traer su propia bicicleta, la cual debía ser compatible con el rodillo Saris H3 Direct Drive Smart, con vía ANT + FE-C, Bluetooth 4.0 y FTMS compatibles con las aplicaciones más populares. La potencia y la cadencia se controlaron a través de un reloj Garmin Forerunner 935 conectado al rodillo mediante la señal ANT +, promediando la potencia cada 3 s.

Para el análisis cinemático se utilizó el sistema VICON® MX-T10 de captura de movimiento tridimensional (Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK), compuesto por 7 cámaras de luz infrarroja con captura de imagen a 200 Hz y controlado por el software Nexus 2.16. Se utilizaron 40 marcadores circulares reflectantes de 15 mm que formaban un modelo bilateral, situándose todos en las extremidades inferiores. Las referencias de la posición de la biela se basaron en las fases propuestas por Garcia-Lopez et al. (2016), en las que destaca la fase de impulso, que va desde aproximadamente 0° hasta 180° del pedaleo, y la fase de recobro, que va desde 180° hasta 360° del pedaleo. Para el análisis dinámico se tomaron en cuenta los ángulos de extensión máxima de rodilla y los ángulos de rodilla en las posiciones de biela que se encontraban a los 0°, 90°, 180° y 270°.

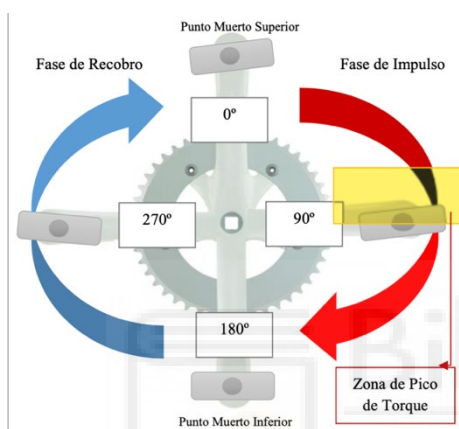


Figura 1- Fases del pedaleo y posiciones angulares de la biela.

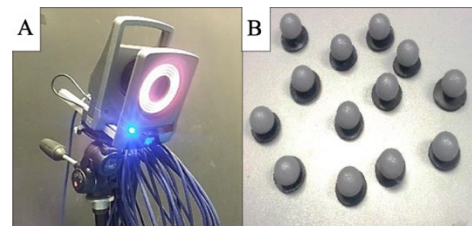


Figura 2- Sistema VICON MX-10; Imagen A) Cámaras de luz infrarrojas; Imagen B) Marcadores reflectantes

La evaluación se dividió en 5 partes:

1. Se pasó el consentimiento informado, seguido de una explicación verbal sobre el procedimiento a seguir, la utilidad de los instrumentos que se utilizarían, el propósito de la evaluación y la importancia de la profesionalidad en su participación. También se les recordó que la evaluación tiene un carácter anónimo y voluntario, además de mantener el derecho de renuncia en cualquier momento.

2. Se realizaron mediciones antropométricas basadas en las referencias fijadas por la International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK) (Stewart et al. 2011), midiéndose el peso, la altura erguido y las longitudes del tren inferior por palpación: 1) La longitud total del pie se midió desde el punto más posterior del talón al punto más lejano del pie (la falange que más sobresalga del pie), también se midió la longitud desde el punto más posterior del talón hasta el punto más sobresaliente lateralmente del quinto y medialmente primer metatarsiano con un antropómetro de ramas largas. Ambas pruebas se midieron en

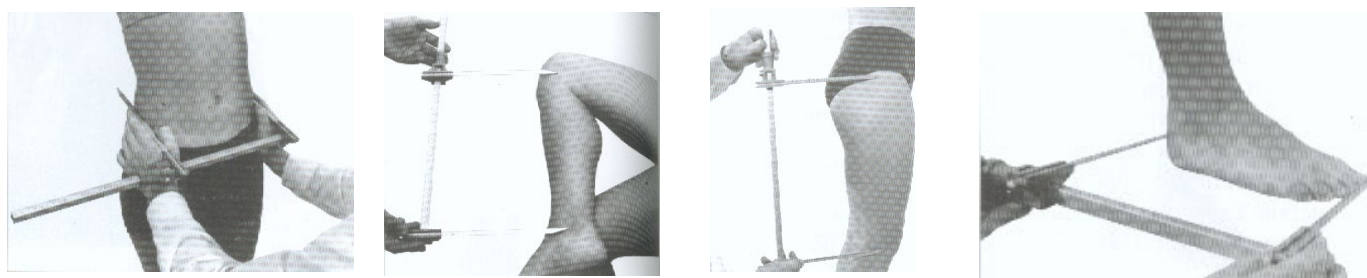


Figura 3- Referencias de cineantropometría ISAK (Distancia Bi-iliocrestal, Tibial medial-Maleolar medial, Trocánterea-Tibial lateral, talón-falange distal).

posición erguida con ambos pies apoyados, idealmente con un pie sobre un cajón para facilitar su medición; 2) La distancia bi-iliocrestal se midió entre bordes externos superiores de crestas iliacas con un antropómetro de ramas largas; 3) La longitud del fémur y la tibia se midieron con un antropómetro de ramas largas y/o con un segmómetro, el fémur correspondió a la distancia entre el borde superior del trocánter mayor y el borde superior lateral del tibial lateral, mientras que la longitud de la tibia correspondió a la distancia entre el borde superior medial de la tibia hasta el borde inferior medial del maléolo medial; 4) La longitud de la extremidad inferior completa se midió con un segmómetro en posición erguida desde el borde superior del trocánter hasta el suelo, o bien, desde el borde superior del trocánter hasta una mesa de la cual se conozca su altitud. Idealmente, la diferencia de la longitud completa entre extremidades no debía superar los 1.5 cm, esto teniendo en cuenta que, todo valor que estuviese dentro de esta medida solo supondría tener una compensación de la flexo-extensión del tobillo obteniendo un mayor rango de movimiento (Edeline et al. 2004), pero, para no perder muestra, se determinó que lo más lógico sería aceptar asimetrías óseas, siempre y cuando ambas extremidades se encontraran dentro del rango de 25-35° de extensión de rodilla recomendado por Holmes et al. (1994) . En cuanto a las dimensiones de las bicicletas que pasaron por el laboratorio, se midió: 1) La longitud de la biela a partir de la distancia entre el eje del pedalier y el eje del pedal; 2) El desplazamiento horizontal del sillín (o retroceso del sillín) a partir de la distancia de la punta del sillín con el eje del pedalier; 3) La altura del sillín a partir de la distancia de la cara superior del sillín con el eje del pedalier medida cada vez que se modifique su altura durante las pruebas dinámicas, también se midió la altura del sillín al punto de ajuste con el que se conecta al cuadro de la bicicleta (individual de cada bicicleta); 4) Mitad del eje del pedal, distancia medida desde el borde externo de la biela hasta el borde externo de la cara del pedal, esto porque el ajuste medio-lateral de la zapatilla que se hará a posteriori, no debería limitarse por la superficie

de la cara del pedal, sino más bien, por el ancho del eje del pedal; 4) Y, la inclinación del tubo del sillín de todas las bicicletas, valor que se ha visto que puede ser un factor influyente en la eficiencia de pedaleo a diferentes alturas del sillín (Price et al. 1997). Se igualó la altura del eje de la rueda delantera con la trasera una vez instalada en el rodillo para tener la bicicleta nivelada en todos los deportistas. Existen estudios que utilizan la longitud del fémur y la tibia para conocer la longitud óptima de la biela (Zani et al. 2010; Too et al. 1990, 2000; Vey-Mestdagh et al. 1998; Belluye et al. 2001; Martin et al. 2001), lo que hace que su elección sea muy individualizada, sin mencionar que su elección también depende mucho del gusto de la persona (Peveler et al. 2009). Esto significa que la variedad de dimensiones entre bicicletas puede significar una limitación para el actual estudio, pero se consideró que, siempre y cuando el sillín pueda ajustarse horizontal y verticalmente para permitirle al ciclista llegar con la cara anterior de la patela sobre el eje del pedal con la biela estática a 90°, y, llegar a los 25-35° de flexión de rodilla de forma dinámica con la biela a 180°, se le permitiría al participante seguir siendo parte del estudio, evitando de esta forma perder muestras por exclusión de la individualidad de cada bicicleta. Si bien, el objetivo del actual estudio no es buscar la colocación más eficiente del ciclista sobre la bicicleta, pero un mal ajuste de las calas puede afectar en la acción de pedaleo, la flexión de rodilla (Ericson et al. 1987), la comodidad y el rendimiento (Haushalter et al. 1987; Zani et al. 1992). Las calas se ajustaron modificando su eje anteroposterior, medio-lateral, y su rotación en el eje vertical. Para ajustar el eje anteroposterior, se tomó en cuenta lo dicho por Sanderson y Cavanaugh et al. (1987), quienes dijeron que el punto de mayor presión se encuentra justo en la cabeza del primer metatarsiano, siendo lógico pensar que este sería un punto de referencia idóneo, sin embargo, no todas las zapatillas tienen la capacidad de desplazarse con gran facilidad, de modo que se optó por trazar una línea entre el primer y quinto metatarsiano, fijándose que ambos puntos estuviesen a la misma distancia del eje del pedal. Para el ajuste medio-lateral se optó por multiplicar la distancia bi-iliocrestal por 23,4% para encontrar el centro articular, valor propuesto por el estudio de Bennett et al. (2016), luego se multiplicaba por 2 y se restaba por la longitud bi-iliocrestal para obtener el ancho entre los centros articulares de la articulación coxofemoral. Seguido a esto, se restaba con el valor resultante con el factor Q, el cual se medía desde la mitad del eje del pedal con la mitad del eje del otro pedal, terminando por dividir el resultado en 2 para saber cuánto se debería desplazar la zapatilla en relación con el centro del eje del pedal. Si el valor daba negativo, se desplazaría el centro de la zapatilla la cantidad de centímetros descritos hacia medial del centro del eje del pedal, si es mayor a 0, se desviaría a lateral del centro del eje del pedal, pero de ser igual a 0, se intentaría dejar el centro de la zapatilla sobre el centro del eje del pedal. El objetivo de esto era alinear la articulación coxofemoral con el centro de la rodilla y el segundo metatarsiano. En cuanto a la rotación de la cala, no hay criterios científicos acertados



Figura 4 – Ejes de movimiento de la cala sobre la zapatilla de ciclismo.

al respecto (Ramos-Ortega et al. 2009). Las calas en el mercado permiten una rotación de entre 4.5 y 9°, por lo tanto, se limitará la rotación externa natural del pie que pueda provocar algún tipo de tensión perjudicial para la integridad del ciclista ajustando la cala a una posición en la que no se puedan sobrepasar externamente los 0° del pie, dejando que el juego que tiene naturalmente cada cala (entre 4.5° y 9°) sea solo interna (González et al. 2017). Con respecto al sillín, solo se ajustó su inclinación antes de las pruebas dinámicas, dejándola en 0° y con una inclinación máxima de 3° según lo propone la normativa UCI et al. (2017).

3. Antes de iniciar con las evaluaciones, se realizaba la preparación del sistema VICON® MX-T10 siguiendo 4 pasos: 1) Se quitaban todas las manchas que pudiesen captar las cámaras producto del reflejo del suelo, o de alguna luz, que rebotara sobre las cámaras y que pudiese interferir con la captación de los marcadores reflectantes; 2) Con una “T” de referencia de 5 marcadores reflectantes (instrumento que el Software de Nexus 2.16 reconoce mediante cálculos

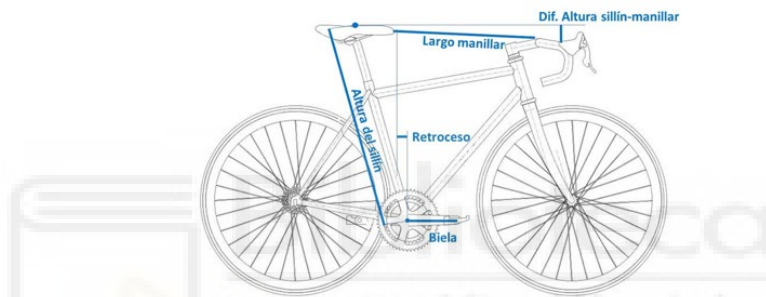


Figura 5 – Medidas de la bicicleta (imagen adaptada de García-López et al., 2016)

prescritos), se ajustó el umbral de la luz infrarroja captada, y, se ajustó la forma mínima aceptable para reconocer los marcadores, de esta forma, evitar confundir marcadores con reflejos; 3) Se ajustó la posición de las cámaras según el sentido y dirección que adoptaba la “T”, posición que se debía ajustar debajo de la biela de la bicicleta, haciendo calzar el eje perpendicular de la “T” con el eje central más externo del lado izquierdo del pedalier, justo debajo de la conexión entre la biela y el eje del pedalier; 4) Por último, se utilizó la “T” para calibrar cada cámara mediante movimientos circulares (paralelos al suelo) y verticales, siempre con los marcadores mirando hacia el techo, procurando abarcar todo el espectro de movimiento en donde se desenvolvería el gesto técnico a analizar. Seguido de esto, se procedió a poner los 40 marcadores reflectantes sobre el deportista (20 reflectantes por lado). Por cada lado se ubicó 1 marcador sobre la línea imaginaria existente entre el primer y quinto metatarsiano (sobre la zapatilla), 1 sobre la parte superior (paralelo al que se sobrepone sobre los metatarsos) y otro sobre la parte inferior del talón (en la zona más posterior y baja de la zapatilla), 1 sobre el maléolo medial y otro sobre el lateral (puntos más sobresalientes de los maléolos), 1 sobre el cóndilo femoral medial y otro sobre el lateral (puntos más sobresalientes), 1 sobre la espina iliaca antero-superior (punto más sobresaliente), 1 sobre la espina iliaca postero-superior (punto más sobresaliente), 1 sobre la cresta iliaca (punto intermedio lateral alineado entre espinas superiores), 2 marcadores que sobresalían a través del eje del pedal (distancia

controlada en el software Nexus 2.16, fijándose una distancia de 10 cm entre el centro proyectado entre los marcadores y el centro del eje del pedal), y, 2 clusters de 4 marcadores que iban ubicados en la parte lateral de la pierna y el muslo (parte lateral de la región tibial y femoral, lo más en medio posible de proximal a distal). Los marcadores de la rodilla, el maléolo y la cresta iliaca anterosuperior se ocuparon para realizar las mediciones estáticas, los cuales se removieron una vez terminadas estas pruebas, mientras que el resto de los marcadores se mantuvieron y utilizaron para la valoración cinemática de las evaluaciones dinámicas. La primera prueba estática se hizo fuera de la bicicleta de pie para captar correctamente todos los marcadores y poder captar correctamente las longitudes óseas que se compararían con las longitudes del análisis antropométrico a posteriori, de esta manera, saber si la colocación de los marcadores fue incorrecta o no. Se consideró que la diferencia de cada longitud ósea entre sistemas de medición debía superar los 0,5 cm para considerarse que se debía repetir la prueba en otra sesión distinta. La segunda prueba estática se realizó sobre la bicicleta para saber si las cámaras lograban captar todos los marcadores en la posición representativa a la que se valoraría más adelante, y, para calibrar y obtener los centros articulares de la cadera, tobillo y rodilla mediante el modelo utilizado en el primer estudio de la tesis doctoral de González et al. (2017) y el estudio de Galindo et al. (2024). Si las cámaras no lograban captar los marcadores en una sola posición, se le indicaba al sujeto que pedaleara lentamente en reversa para captar todas las posiciones en la que se podrían encontrar los marcadores durante el gesto, y de esta manera, poder observar si alguno de los marcadores se pierde durante algún fotograma, y, para saber qué cámara está asociada al enfoque del plano en el que se pierde el marcador.

4. Después de haber hecho la prueba estática, se procedió a realizar las primeras pruebas dinámicas que consistían en el ajuste del sillín en el eje vertical y horizontal (altura y retroceso del sillín), indicándose que, dentro de lo posible, se debía mantener el mismo agarre del manillar y posición sobre el sillín durante todas las pruebas dinámicas, para ello, se le pidió que durante el calentamiento buscara la posición que él encontrara más cómoda para mantener durante todo el test. El calentamiento consistió en pedalear 10 min a una intensidad de 1 W/kg, descansando un máximo de 5 min entre el calentamiento y la primera prueba dinámica. Se ajustó la altura del sillín a partir de grabaciones dinámicas de 15 s a 2 W/kg, intensidad a la que suelen hacerse la mayoría de los análisis de eficiencia mecánica e intensidad a la que suelen trabajar normalmente los ciclistas para mantenerse en zonas aeróbicas entre el 50 y 90% del VO₂ máx. (Roca et al. 2015), intentando mantener una cadencia de pedaleo de 90 rpm (revoluciones por minuto) (Hagberg et al. 1981; Neptuno et al. 1995; Lucía et al. 2001). Según algunos estudios, un retroceso del sillín muy adelantado podría significar una disminución del consumo máximo de oxígeno (Heil et al. 1997; Price et al. 1997) y un aumento de la potencia sobre el pedal, pero esto último viene acompañado de una mayor tensión femoropatelar, lo que disminuye la eficacia de pedaleo por las molestias generadas (Hayot et al. 2012; Menard et al.

2016). Por otro lado, un asiento más retrasado no ha mostrado influencia sobre el consumo de oxígeno (Van-Sickle et al. 2007), ni sobre la eficiencia del pedaleo (Korff et al. 2011; Bini et al. 2014), a excepción de la investigación de Menard et al. (2016) quien sí encontró una mayor eficiencia con el asiento retrasado. En vista de que el presente estudio no busca encontrar la posición más eficaz ni eficiente del ciclista sobre la bicicleta, se optó por dejar el sillín en una posición neutral y estandarizada (Holmes et al. 1994; Vey-Mestang et al. 1998), también conocido como método KOPS (“knee over pedal spindle”; traducido en “rodilla sobre el eje del pedal”), método que busca ajustar el desplazamiento horizontal del sillín hasta dejar el borde anterior de la patela sobre el eje del pedal (Baker et al. 2002; Burke et al. 2003). Se optó por este método para evitar un exceso de la tensión femoropatelar, y, para poder controlar el retroceso del sillín de todos los ciclistas bajo un mismo parámetro, evitando un posible sesgo que se formaría en la cinemática por las diferencias inherentes de pedaleo entre ciclistas. Durante el calentamiento se realizaban 2 registros con el sistema VICON para conocer en qué valores se encontraba la cinemática del ciclista con la posición del sillín preferida o sin modificar. Después del calentamiento, se le pidió al ciclista permanecer estático con la biela en la fase de 90°, y, con una plomada, se midió la distancia entre el borde anterior de la patela con el eje del pedal. De no encontrar la posición de KOPS, se le pedía al ciclista bajar de la bicicleta para ajustar el desplazamiento horizontal del sillín, luego de pedalear un rato más (entre 15 a 30 s, lo que el ciclista considerase necesario) para acomodarse sobre la bicicleta y volver a medir, así hasta que ambas patelas estuviesen lo más cercanas posible con al eje del pedal. Luego de haber encontrado la posición de KOPS, se registró la medida, medida que debió mantenerse cada vez que se modificase la altura del sillín en las siguientes pruebas dinámicas, esto porque, dependiendo de la inclinación del tubo del sillín, ajustar la altura del sillín puede modificar más o menos el retroceso de este. Las pruebas dinámicas consistieron en encontrar la altura que le permitiera al ciclista el ángulo de extensión de rodilla recomendado por Holmes et al. (1994) con la biela a 180°, pero de forma dinámica según recomiendan algunos estudios para una valoración más correcta y representativa del gesto del pedaleo (Fonda et al. 2014; Bini et al. 2012; Garcia-Lopez et al. 2009; Roca et al. 2015). Se intentó dejar a todos los participantes con un ángulo de rodilla igual o cercano a 30° (± 2) promediado entre ambas extremidades.

5. Se hizo una tercera y cuarta prueba dinámica, pero a diferencia de las primeras dos, la tercera y cuarta prueba dinámica consistieron en grabar 15 s a 2 W/kg con una altura del sillín modificada por sobre y por debajo de la altura que se encontró como altura de referencia cercana a 30° de ángulo de rodilla. Esto claramente, sin modificar el retroceso del sillín, ya que, al subir y bajar la altura, ya se está modificando el desplazamiento horizontal de este, pero cabe destacar que la magnitud de su desplazamiento depende del grado de inclinación del tubo del sillín, medidas que pueden ser distintas entre modelos de bicicleta. Por ejemplo, el estudio de Price et al. (1997) menciona que la inclinación del tubo del sillín no tiene influencia significativa en los ángulos de

rodilla y tobillo, pero hay que recalcar que solo se midió los ángulos mínimos y máximo del gesto de la pedaleada, sin tomar en cuenta cómo es que se ven afectados los ángulos de rodilla con la biela en 90 y 270°, ángulos de los que no se tiene claridad si podrían cambiar por el desplazamiento horizontal del sillín. En el estudio de Bini et al (2011) se menciona que un 4-5% de cambio en la altura del sillín puede radicar en un cambio del 25% del rango completo de la rodilla (Sanderson et al. 2009), una reducción del 40% del ángulo de rodilla (Faria et al. 1978) y un cambio del 25% (Price et al. 1997) al 51% (Sanderson et al. 2009) en el tobillo cuando la biela se encuentra a 180°. En otro estudio, específicamente en el tercer estudio de la tesis doctoral de Roca et al. (2015), se modificó intencionalmente la altura del sillín en un 2% (tanto para subir como para bajar) respecto a la altura habitual/preferida que tenía la bicicleta antes de la intervención, lo que modificó entre 7-11° la extensión de rodilla con la biela en 180°. Teniendo esto en cuenta, en el presente estudio, se consideró que lo más idóneo sería utilizar como referencia un valor individualizado, en este caso, un 2% de la longitud promedio entre ambas extremidades inferiores, de esta forma, normalizar los centímetros necesarios para bajar o subir el sillín con respecto a la altura recomendada/seleccionada durante las primeras dos pruebas dinámicas, esto con el fin de poder observar cuanto puede cambiar la cinemática en las distintas fases del pedaleo y si 2% es suficiente para sacar al ciclista de su rango óptimo de extensión de rodilla recomendado por Holmes et al. (1994), por consiguiente, saber cuánto podría llegar a mermar la integridad del deportista si se llegase a modificar la altura recomendada del sillín en tan solo un 2% respecto al promedio de la longitud total de ambas extremidades inferiores. Para contrabalancear la medición y evitar cualquier tipo de sesgo producido por el orden de la medida, se optó por evaluar a las 10 primeras personas con la altura elevada y luego con la altura baja del sillín. Para el caso de las siguientes 10 personas se haría de forma inversa, primero con la altura baja y luego con la altura elevada, así hasta terminar de medir a todos los que se alcanzaran a evaluar antes del 13-06-2024.

Tratamiento de datos

Una vez registrada cada una de las mediciones, se procuró identificar posibles pérdidas de marcadores reflectantes durante las fases de pedaleo, a partir de allí, se rellenaron los huecos utilizando herramientas que proporciona el propio software que se utilizó para la captura de imagen tridimensional (Nexus 2.16). Cada vez que se identificaba un hueco menor a 10 fotogramas dentro del recorrido cíclico del marcador, se rellenaba utilizando la función spline siguiendo la trayectoria natural que se llevaba antes de perder el marcador. Si, por otro lado, el marcador que se perdía tenía un patrón de movimiento aleatorio, se eliminaba la etiquetación y se ajustaba su movimiento comparándolo con algún marcador cercano que se moviera de forma solidaria o parecida a la trayectoria que debería llevar el marcador perdido.

Se compararon longitudes óseas entre las mediciones antropométricas y las longitudes captadas por el sistema VICON® MX-T10, longitud que dependía de la posición de los marcadores reflectantes y su distribución espacial captada durante las dos evaluaciones estáticas. Se comparó la longitud después de cada valoración estática.

Para la localización de los centros articulares y la determinación de los distintos ángulos articulares obtenidos a partir de los movimientos de flexo-extensión y rotación de rodilla, tobillo y cadera, se utilizaron las técnicas propuestas en el estudio de Galindo et al. (2024) y el primer estudio de la tesis doctoral de González et al. (2017), al mismo tiempo, se ocuparon estas referencias para reconstruir los marcadores de las espinas iliacas anterosuperior, cóndilo femoral medial-lateral y maléolo medial-lateral. Para saber en qué ángulo se encontraba la biela, se identificó el eje del pedal a partir de la distancia entre los dos marcadores reflectantes que sobresalen de este, luego se identificó su punto más adelantado, atrasado, superior, inferior y más alejado del centro articular de la cadera. Con estas referencias, se rescataron los valores de ángulo promedio que se obtenían de la cadera, rodilla y tobillo.

Se analizó la cinemática de ambas extremidades inferiores para ver si había algún tipo de descompensación bilateral, utilizándose el promedio de ambas extremidades como medio de referencia para el ajuste de la posición del sillín y comparación entre participantes. Se supuso que la diferencia se ajustaría dentro de los ángulos recomendados compensando con una mayor flexo-extensión de tobillo (Edeline et al. 2004).

Análisis estadístico

Se comprobó la normalidad de la distribución del ratio fémur/tibia por medio de la prueba Shapiro-Wilk que resultó una distribución normal. Se planteó dividir la muestra en 3 grupos de partes iguales a partir del ratio fémur/tibia que se movió entre los valores 1 a 1.37, esto independiente de que la distribución de muestra sea distinta entre grupos, de esta forma, se esperaba que los comportamientos cinemáticos entre grupos pudieran diferenciarse de una forma más marcada. El grupo 1 se movió entre el ratio 1 al 1.12, el grupo 2 entre el ratio 1.13 al 1.24, y el grupo 3 se movió entre el ratio 1.25 al 1.37. Para analizar los datos recolectados, se prosiguió con un ANOVA mixto de 2 factores:

1. Un factor Intra-sujeto de medidas repetidas comparando la cinemática angular de la rodilla de ambas extremidades promediadas en todas las fases de pedaleo en las distintas posiciones del sillín (recomendada, alta y baja).
2. Un factor intra-grupo comparando la cinemática de la rodilla de ambas extremidades promediadas, analizando las distintas fases de pedaleo entre las distintas posiciones del sillín entre los 3 grupos de ratio fémur/tibia.

Se fijó un valor de $p < 0.05$. En los factores inter-grupos (ratios) se comprobó la igualdad de varianzas mediante la prueba de Levene, resultando en una varianza heterogénea entre grupos. La medida del tamaño del efecto del ANOVA se calculó mediante la eta parcial al cuadrado (η_p^2). Para su interpretación se utilizaron los umbrales propuestos por Cohen (1998): I) Pequeño ($\eta_p^2 = 0.01$); Medio ($\eta_p^2 = 0.059$); Y grande ($\eta_p^2 = 0.138$). Al haber 3 posiciones de sillín por grupo, se realizó una prueba post hoc de comparación por pares. Por último, adicional a la prueba de ANOVA, se realizó una regresión lineal teniendo como variable independiente al ratio fémur/tibia, y, como variable dependiente el ángulo de rodilla en las distintas fases del pedaleo. Esta regresión se realizaría con cada posición del sillín (recomendada, alta y baja).

Limitaciones y propuestas de estudio

Dentro del presente estudio se presentaron algunas limitaciones, de las cuales, algunas se pueden presentar como propuestas para un estudio futuro:

1. La mayoría de las calas no se podían modificar en más de 1 cm en todos los ejes de movimiento, de modo que se tuvo que modificar la metodología antes de empezar con las mediciones para ajustar de forma lógica las calas de una manera uniforme y específica para cada persona, así evitar sesgo por un mal posicionamiento y realización de la flexión de rodilla y gesto técnico del pedaleo (Ericson et al. 1987). Para controlar el desplazamiento necesario de la cala en el eje medio-lateral, se puede proyectar en el sistema VICON el centro articular de la coxofemoral con el centro del eje del pedal, registrar la diferencia de forma dinámica y ajustar según las diferencias encontradas. Para facilitar la medición de la longitud del pie y del 1er y 5º metatarsiano, se pudo haber utilizado una tabla con medidas preestablecidas para agilizar el proceso de registro y ajuste de las calas en su eje anteroposterior, además, esto habría ayudado en la precisión de medida y ajuste de las calas.
2. La longitud de la biela con la que llegaron algunos ciclistas, en ocasiones, resultaba una limitante, ya que, a algunos ciclistas no se les pudo calzar el borde anterior de la patela con el eje del pedal, lo que también está limitado por la capacidad de retroceso del sillín.
3. La altura del sillín también fue una limitante, en vista de que algunas bicicletas traen un tubo de sillín muy largo, la medición con el sillín bajo de la altura recomendada fue imposible de realizar.
4. Se tomó en cuenta la distancia bi-iliocrestal en todas las mediciones, cuando en realidad se debió tener en cuenta la distancia trocantérea para poder calcular el desplazamiento medio-lateral de las calas para obtener la ubicación del centro articular de la coxofemoral, método propuesto por Bennett et al. (2016), quien dice que se debe multiplicar 23,4% la distancia trocantérea desde los bordes más externos. De todas formas, se consideró que el error en el ajuste medio-lateral de las zapatillas no influiría en el objetivo de este estudio.

5. Como bien se mencionó en el método, el propósito del presente estudio no es encontrar la posición más eficiente del ciclista, pero, suponiendo que el eje de flexión de la rodilla es el punto por donde se transmite la fuerza de empuje hacia la pierna, tobillo y pie, sería lógico pensar que este debería estar sobre el eje del pedal en el punto de mayor torque a los 90° de la posición de la biela (Bertucci et al. 2012; Delp et al. 1993; Brockett et al. 2001). La precisión de la medición del centro articular es importante en la valoración cinemática de esta articulación y los modelos musculoesqueléticos (Kim et al. 2015), pero hay que tener en cuenta que el centro articular de la rodilla es variable según la actividad y el ángulo de flexión (Robinson et al. 2012; Lafortune et al. 1992; Koo et al. 2008), error que se debe asumir en un futuro estudio. Valorar el retroceso necesario del sillín de forma dinámica puede resultar más sencillo, idóneo y representativo para controlar la variabilidad inherente del gesto del pedaleo entre ciclistas. Esto se puede hacer proyectando el eje del pedal y el centro articular de la rodilla, y dependiendo de la diferencia de distancia anteroposterior entre ambos ejes, se retrasará o adelantará el sillín, tal y como se hace para ajustar la altura de este.
6. Los evaluadores no tenían mucha experiencia en cineantropometría, pudiendo resultar en un sesgo para los resultados en el presente estudio. Se recomienda la presencia de un Nivel 3 o mayor en ISAK para disminuir el rango de error.



Referencias:

1. Asociación Médica Mundial. (2004). Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Tokio.
2. Ashe, M. C., Scroop, G. C., Frisken, P. I., Amery C. A., Wilkins M. A. y Khan, K. M. (2003). Body position affects performance in untrained cyclists. *Journal Sports Medicine*. 37, 441–444.
3. Asplund, C. y Pierre, C. P. (2004). Knee pain and bicycling, Fitting concepts for clinicians. *The Physician and Sports Medicine*. 32 (4), 1-10.
4. Baker, A. (2002). *Medicina del Ciclismo*. Barcelona, Ed. Paidrotibo.
5. Belluye, N. y Cid, M. (2001). Approche biomécanique du cyclisme, données de la littérature. *Science and Sports*. 16 (2), 71-87.
6. Bennett, H. J., Shen, G., Weinhandl, J. T., & Zhang, S. (2016). Validation of the greater trochanter method with radiographic measurements of frontal plane hip joint centers and knee mechanical axis angles and two other hip joint center methods. *Journal of biomechanics*, 49(13), 3047–3051.
7. Bertucci, W., Ahlem, A. y Polidori, G. (2012) Analysis of the pedaling biomechanics of master's cyclists, A preliminary study. *Journal Science Cycling*. 1 (2), 42-46.
8. Bini, R., Hume, P. A. y Croft, J. L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*. 41 (6), 463-476.

9. Bini, R., (2012). Patellofemoral and tibiofemoral forces in cyclists and triathletes, effects of saddle height. *Journal Science Cycling*. 1 (1), 9-14.
10. Bini, R. y Carpes, F. (2014). *Biomechanics of cycling*. Heidelberg, Ed. Springer.
11. Blake, O. M., Champoux y Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Medicine Science Sports Exercise*. 44 (5), 926-938.
12. Bouillod, A., Costes, A., Soto-Romero, G., Brunet, E. y Grappe, F. (2016). Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedaling analysis. 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (IcSPORTS). Oporto.
13. Bockett, C. L., Morgan, D. L. y Proske, U. (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33 (5), 783-90.
14. Burke, E. R. (2003). *High-tech cycling*. Champaign, Human Kinetics.
15. Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montaña, S. J., Baylor, A. M., Abraham. L. D. y Petrek, G. W. (1991). Factores fisiológicos y biomecánicos asociados con el rendimiento en ciclismo de resistencia de elite. *Medicina y Ciencia en Deportes y Ejercicio*, 23 (1), 93-107.
16. Caldwell, G., Adams, W. y Whetstone, M. (1993). Torque/velocity properties of human knee muscles, peak and angle-specific estimates. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 18, 274.
17. Commandré, F. A., Viani, J. L., Zakarian, H., Denis, F., Barral, P., Fornaris, E. y Raybaud A. (1987). Patología de la rodilla del ciclista. *Archivos de Medicina del Deporte*. 5 (17), 31-42.
18. Davis, R. R. y Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling, II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*. 14, 857-872.
19. De Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied ergonomics*, 29(5), 325-334.
20. Delp, S. L. y Maloney, W. (1993) Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *Journal of Biomechanics*. 26 (4-5), 485-99.
21. Diefenthaler, F., Bini, R., Nabinger, E., Laitano, O., Carpes, F. P.; Mota, C. B. y Guimarães, A. (2008). Proposta metodológica para a avaliação da técnica da pedalada de ciclistas, estudo de caso. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 14 (2), 145-148.
22. Edeline, O., Polin, D., Tourny-Chollet, C. y Weber, J. (2004). Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. *Journal of Human Movement Studies*. 46 (6), 493-517.
23. Ericson, M. O. y Nisell, R. (1987). Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy*. 67 (9), 1365-1369.
24. Ettema, G. y Loras, H. W. (2009). Efficiency in cycling, a review. *European Journal of Applied Physiology*. 106 (1), 1-14.
25. Faria, I., & Cavanagh, P. R. (1978). *The physiology and biomechanics of cycling. (No Title)*.

26. Fonda, B., Sarabon, N. y Li, F. X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *Journal of Sports Science*. 32 (10), 940-946.
27. Galindo-Martínez, A., Vallés-González, J. M., López-Valenciano, A., & Elvira, J. L. L. (2024). Alternative Models for Pelvic Marker Occlusion in Cycling. *Journal of applied biomechanics*, 1–7. Advance online publication. DOI: 10.1123/jab.2023-0020
28. Garcia-Lopez, J., Díez-Leal, S., Rodríguez-Marroyo, J. A., Larrazabal, J., De Galdeano, I. G. y Villa, J. G. (2009). Mechanical efficiency between cyclists of different competition level. *Biomecánica*, 17 (2), 9-20.
29. Garcia-Lopez, J., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J. y Rodríguez-Marroyo, J. A. (2014). The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. *International Journal of Sports Medicine*. 35 (5), 451-455.
30. Garcia-Lopez, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J. y Rodríguez-Marroyo, J. (2016). Differences in pedaling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Science*. 34 (17), 1619-1626.
31. Gómez-Puerto, J. R., Edir Da Silva-Grigoletto, M., Hernán Viana-Montaner B., Vaamondeb, D. y Alvero-Cruz, J. R. (2008). The importance of bicycle adjustments in the prevention of injuries in cycling, practical applications. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 1, 73-81.
32. González, H. y Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 22 (11-12), 1151-1161.
33. González, J. M. V. (2017). Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista basado en el ángulo óptimo de extensión de rodilla (Doctoral dissertation, Universidad Miguel Hernández).
34. Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2009). Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports biomechanics*, 8(4), 302-317.
35. Hagberg, J. M., Mullin, J. P., Giese, M. D. y Spitznagel, E. (1981). Effect of pedalling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of Applied Physiology*. 447-451.
36. Haushalter, G. y Lang, G. (1987). Biomécanique du genou du cycliste. *Medicine du Esport*. 61, (4).
37. Hayot, C., Decatoire, A., Bernarda, J., Monneta, T. y Lacouturea, P. (2012). Effects of 'posture length' on joint power in cycling. 9th conference of the international sports engineering association. 212 – 217.
38. Heil, D. P., Derrick, T. R. y Whittlesey, S. (1997). The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*. 75 (2), 160-165.
39. Holliday, W., & Swart, J. (2021). Anthropometrics, flexibility, and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports medicine and health science*, 3(2), 93-100.

40. Holmes, J. C., Pruitt, A. L. y Whalen N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*. 13 (1), 187-205.
41. Holmes, J., Pruitt, A. y Whalen, N. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *American Journal of Sports Medicine*. 21 (3), 419–424.
42. Kim, K., Feng, J., Nha, K., Park, W. y Kim, Y. (2015). Improvement of the knee center of rotation during walking after opening wedge high tibial osteotomy. *Journal of Engineering in Medicine*. 229 (6), 464-468.
43. Kim, T. K., Phillips, M., Bhandari, M., Watson, J., and Malhotra, R. (2017). What differences in knee morphological characteristics exist between patients of various races? A Systematic Review. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 475(1), 170-182.
44. Koo, S. y Andriacchi, P. T., (2008). The Knee Joint Center of Rotation is Predominantly on the Lateral Side during Normal Walking. *Journal of Biomechanics*. 41(6), 1269–1273.
45. Korff, T., Fletcher, G., Brown, D. y Romer, L. M. (2011). Effect of "Pose" cycling on efficiency and pedaling mechanics. *European Journal of Applied Physiology*. 111 (6), 1177-1186.
46. Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J. y Kalenak, A., (1992) Three dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*. 25, 347–357.
47. Lucía, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(8), 1361–1366.
48. Martin, J. C. y Spirduso, W. W. (2001). Determinants of maximal cycling power, crank length, pedaling rate and pedal speed. *European Journal of Applied Physiology*. 84 (5), 413-418.
49. Mellion, M. B. (1991). Common cycling injuries. Management and prevention. *Sports Medicine*. 11(1), 52-70.
50. Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A. y Lacouture, P. (2016). Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. *Sports Biomechanics*. 15 (4), 462-472.
51. Morrison, S. M., Dick, T. J., & Wakeling, J. M. (2015). Structural and mechanical properties of the human Achilles tendon: Sex and strength effects. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3530-3533.
52. Neptuno, R.R. y Hull, M.L (1995). Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *Journal of Biomechanics*. 28, 423-437.
53. Nolte, V. (2001). Coach, boat, view: Rowing technique. *Rowing Aviron Canada*, 24, 16–17.
54. Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M. y Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal of Exercise Physiology*. 8 (1), 51-55.
55. Peveler, W. W., Pounders, J. D., & Bishop, P. A. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *Journal of strength and conditioning research*, 21(4), 1023–1027.
56. Peveler, W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 22, 1355-1359.
57. Peveler, W. (2009). *The complet book of road cycling and racing*. Madrid, Ed. McGraw-Hill.
58. Peveler, W. y Green, J. M. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 25 (3), 629-633.

59. Peveler, W., Shew, B., Johnson, S. y Palmer, T. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 26 (11), 3004-3009.
60. Price, D. y Donne B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences*. 15 (4), 395-402.
61. Ramos-Ortega, J. (2009). Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros del miembro inferior del ciclista. (Tesis Doctoral). Departamento de Podología, Universidad de Sevilla.
62. Robinson, M. A. y Vanrenterghem, J. (2012). An evaluation of anatomical and functional knee axis definition in the context of side- cutting. *Journal of Biomechanics*. 45, 1941–1946.
63. Roca, B.F. (2015). Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados. Influencia de factores biomecánicos y energéticos (Tesis doctoral). Universidad de León.
64. Rubio-Sobrino, P. A., Rodríguez-Casares, R., Aguado, X. y Alegre, L. M. (2014). Ángulo óptimo articular y ejercicio, bases y aplicaciones. *Apuntes de Educación Física y Deportes*. 109, 65-72.
65. Russell, K., Quinney, H., Hazlett, C. y Hillis, D. (1995). Knee muscle strength in elite male gymnasts. *Journal of Orthopedic Sport Physical*. 22, 10.
66. Sanderson, D.J. y Cavanagh, P.R. (1987). An investigation of the in-shoe pressure distribution during cycling in cycling or running shoes. En *Biomechanics X-B*. 903-907. Champaign, Ed. Human Kinetics.
67. Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e465-e471.
68. Sanner, W. H. y O'Halloran, W. D. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of American Podiatric Medical Association*. 90 (7), 354-376.
69. Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S. y Shiple, B. J. (2005). Road bicycle fit. *Clinic Journal of Sport Medicine*. 15, 271–276.
70. Suga, T., Terada, M., Tanaka, T., Miyake, Y., Ueno, H., Otsuka, M., Nagano, A., & Isaka, T. (2020). Calcaneus height is a key morphological factor of sprint performance in sprinters. *Scientific reports*, 10(1), 15425.
71. Stewart, A. D., Marfell-Jones, M., Olds, T. y Rider, J. H. (2011). *International Standards for Anthropometric Assessment*. Glasgow, Ed. International Society for the Advancement of Kinanthropometry.
72. Tomita, D., Suga, T., Terada, M., Tanaka, T., Miyake, Y., Ueno, H., Otsuka, M., Nagano, A., & Isaka, T. (2020). A pilot study on a potential relationship between leg bone length and sprint performance in sprinters; ¿are there any event-related differences in 100-m and 400-m sprints? *BMC research notes*, 13(1), 297.

73. Too, D. (1990) Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Kinesiology, Sport Studies and Physical Education*. 94, 286-299.
74. Too, D. y Landwer, G. (2000). The effect of the crank arm length in the joint angle and the production of energy in the bicycle ergometer upright. *Journal of Sports Sciences*, 18 (3), 153-161.
75. Ueno, H., Suga, T., Takao, K., Tanaka, T., Misaki, J., Miyake, Y., Nagano, A., & Isaka, T. (2018). Association between Forefoot Bone Length and Performance in Male Endurance Runners. *International journal of sports medicine*, 39(4), 275–281.
76. Ueno, H., Suga, T., Takao, K., Miyake, Y., Terada, M., Nagano, A., & Isaka, T. (2019). The Potential Relationship Between Leg Bone Length and Running Performance in Well-Trained Endurance Runners. *Journal of human kinetics*, 70, 165–172.
77. Unión Ciclista Internacional, UCI. (2017). Reglamento deporte ciclista. Disponible en, [http, //www.rfec.com/normativa](http://www.rfec.com/normativa)
78. Vallés-González, J. M., López-Valenciano, A. y Elvira, J. L. L. (2014). Comparación entre criterios de ajuste de la altura del sillín según el ángulo de rodilla. (Comunicación Científica). VIII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Universidad de Extremadura. Cáceres.
79. Vallés-González, J. M., López-Valenciano, A. y Elvira, J. L. L. (2016). Comparación entre criterios de medición fotogramétrica del ángulo de rodilla en el ciclismo. (Póster Científico). IX Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Universidad de Castilla la Mancha. Toledo.
80. Van-Sickle, J. R. y Hull, M. L., (2007). Is economy of competitive cyclists affected by the anterior–posterior foot position on the pedal?. *Journal of Biomechanics*. 40, 1262–1267.
81. Vey-Mestdagh, K. (1998). Personal perspective, in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*. 29 (5), 325-334.
82. Wolchok, J., Hull, M. L. y Howell, S. M. (1998). The affect of intersegmental knee moments on patellofemoral contact mechanics during cycling. *Journal of Biomechanics*. 31, 677-683.
83. Zani, Z. (1992). The biomechanical correction of dismetry and paramorphism in cycling. 10º Congreso Internacional de Biomecánica en los Deportes. Milán.
84. Zani, Z. (2010) Pedalear bien. Madrid, Ed. Tutor.