



UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

**NUEVO MÉTODO DE AJUSTE DEL
TREN INFERIOR DEL CICLISTA
BASADO EN EL ÁNGULO ÓPTIMO DE
EXTENSIÓN DE RODILLA**

TESIS DOCTORAL

Una tesis presentada por
Juan Miguel Vallés González

Elche, 2017



El Dr. D. Juan Carlos Marzo Campos, director del Departamento de Psicología de la Salud de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

AUTORIZA:

Que el trabajo de investigación titulado: “Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista basado en el ángulo óptimo de extensión de rodilla”, realizado por D. Juan Miguel Vallés González bajo la dirección de Dr. D. José Luis López Elvira sea depositado en el departamento y posteriormente defendido como Tesis Doctoral en esta Universidad ante el tribunal correspondiente.

Lo que firmo para los efectos oportunos en

Elche a 24 de Julio de 2017

Fdo.: Juan Carlos Marzo Campos

Director del Departamento de Psicología de la Salud

Universidad Miguel Hernández de Elche

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

Departamento: Psicología de la Salud

Programa de Doctorado: Psicología de la Salud

Título de la Tesis

**NUEVO MÉTODO DE AJUSTE DEL TREN INFERIOR DEL
CICLISTA BASADO EN EL ÁNGULO ÓPTIMO DE
EXTENSIÓN DE RODILLA**

Tesis Doctoral presentada por:

D. Juan Miguel Vallés González

Dirigida por el Dr. D. José Luis López Elvira

El Director

El Doctorando

Elche, 24 de Julio de 2017

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

**NUEVO MÉTODO DE AJUSTE DEL
TREN INFERIOR DEL CICLISTA
BASADO EN EL ÁNGULO ÓPTIMO DE
EXTENSIÓN DE RODILLA**

TESIS DOCTORAL

Una tesis presentada por:

Juan Miguel Vallés González

Dirigida por:

Dr. D. José Luis López Elvira

Elche, 2017

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a todas aquellas personas que han puesto luz a mi camino desde niño.

En especial a mis padres, Antonio y Ángeles, mi hermana María, mi amigo Jona y mis abuelos Juan y María.

AGRADECIMIENTOS

Quizás llegar hasta aquí no era lo más importante. No recuerdo el día que decidí embarcarme en este periplo hacía una tesis doctoral. Lo que es imposible olvidar son los instantes, junto a esas personas, que de una manera u otra llenaron este viaje. Tal vez aquello, sí era lo más importante.

A veces moverse decidido a romper con todos esos impedimentos que te atan a tu zona de confort, nos brinda la oportunidad de poder crecer, incluso por encima de los límites que uno mismo se asigna.

Esta experiencia me ha hecho progresar, aportándome en muchos aspectos de mi vida, y es por ello que quiero empezar dando las gracias a quien me ofreció la posibilidad de iniciar este proyecto, mi director del doctorado don Jose Luis López Elvira. Creo que existen personas brillantes, capaces de hacer grande a todo aquel que les rodea. Podría enfatizar muchísimas capacidades profesionales de mi tutor, reconocidas por compañeros del área de la biomecánica, pero personalmente destaco y admiro su don de hacer brillar al resto. Gracias Jose por la confianza que me has transmitido, por valorar mis ideas e ilusión por encima de mis limitaciones tanto académicas como temporales por asuntos laborales, por hacerme este camino más fácil y por tu trato siempre exquisito.

A mis dos gigantes compañeros, Alberto Galindo Martínez y Alejandro López Valenciano, las piezas perfectas que encajaron en este puzle. Gracias equipo por tanto esfuerzo y dedicación, por enseñarme y aprender conmigo, frustrándonos y viniéndonos arriba a momentos, por ese apoyo permanente, y por acompañarme hasta la línea de meta.

Al Centro de Investigación del Deporte de la UMH, desde el profesorado, los doctorandos y el técnico hasta el personal de seguridad y limpieza. Gracias por estar siempre sobresalientes cuando os he solicitado ayuda.

A mi padre, Antonio Miguel Vallés Ivars. Es cierto que desde niños soñamos con parecernos a nuestro superhéroe favorito. Gracias Papá por ser mi referente, y por tu infinito esfuerzo e incansables ganas de darnos la mejor vida posible a mi hermana y a mi desde críos.

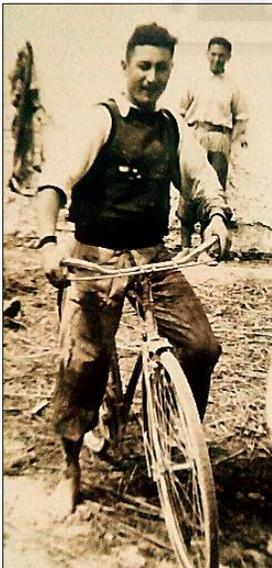
A mi madre, Ángeles González Morera. Aunque jamás entiendas que es un doctorado, ni leas estas líneas. Gracias Mamá por mostrarme tanta fuerza dentro de un cuerpo y una mente que cada día te declaran una nueva guerra.

A mi hermana, María Vallés González. Dulce castigo por el que daría todo lo que soy. Gracias por haber revolucionado mi vida desde que naciste, sin ti todo sería muy aburrido.

A mi familia: la abuela María, mi tía del alma, el tío *coneiximent*, primos/as, tíos/as, abuelos/as y pequeña Kira; y amigos/as: Irina, Javi, Fabi, Marga, y muchos/as más, compañeros/as de trabajo, de club deportivo, de grupo musical, de estudios, de vida, y alumnos/as. Gracias a todos/as, porque parte de lo que soy, es por lo que somos.

A mi mejor amigo, Jonathan Turrado Verdugo. La mente más brillante que he conocido. Allá donde estés, aquí mi pequeño homenaje. Gracias por enseñarme a vivir la vida sonriéndole a la muerte.

Por último, a ti abuelo, Juan Vallés Ronda. Aún recuerdo ir contigo de la mano a ver pasar aquel pelotón ciclista por las calles de nuestra ciudad, Benidorm. Aún recuerdo ir en bici jugando a cazarte en tu vespino, o tus parches mágicos capaces de arreglar cualquier pinchazo de mis ruedas. Aquel mundial de Olano y el primero de Freire viéndolo juntos en la caseta, o tu voz diciéndome: *“tens una manera de pedalejar bonica, de ciclista autèntic”*. También recuerdo tu presencia, junto a mi padre, en cada competición que disputaba. Pero sobre todo nuestras charlas, las primeras en las que me narrabas tus batallas sobre las dos ruedas, y las últimas donde era yo el que te contaba las mías. Gracias *iaio* por esa pasión de ciclismo que corre en mis venas.



“Ser de tu és el meu present més valuós. Per tu, etern i infinit amor viu escrit a la meva ànima. Sóc de tu.”



*“La bicicleta es un vehículo movido por el deseo,
cuyo motor son los sueños.”*

Eloy Tizón

TABLA DE CONTENIDOS

| | |
|--|----|
| Abreviaturas utilizadas..... | 15 |
| Índice de figuras..... | 16 |
| Índice de tablas..... | 19 |
| Resumen | 20 |
| Capítulo I. Introducción General | 25 |
| 1.1. El Ciclismo: una visión actual..... | 27 |
| 1.1.1. Atributos de la bicicleta..... | 29 |
| 1.1.2. Ámbitos del ciclismo..... | 33 |
| 1.2. Epidemiología vinculada al deporte de la bicicleta..... | 35 |
| 1.2.1. Traumatismos asociados al ciclismo..... | 36 |
| 1.2.2. Lesiones por sobreuso ligadas al ciclismo..... | 37 |
| 1.2.3. Anatomía y patologías de la rodilla del ciclista..... | 39 |
| 1.2.4. Factores de riesgo lesivo de rodilla en el ciclismo..... | 43 |
| 1.3. Posicionamiento correcto del tren inferior del ciclista..... | 44 |
| 1.3.1. Componentes mecánicos vinculados al ángulo de flexión de rodilla..... | 46 |
| 1.3.2. Relación entre los elementos de la bicicleta y las patologías de la rodilla del ciclista..... | 58 |
| 1.4. Sistemas de ajuste de sillín en el ciclismo..... | 60 |
| 1.4.1. Métodos estáticos..... | 60 |
| 1.4.2. Métodos dinámicos..... | 64 |
| 1.4.3. Limitaciones de los diversos sistemas de ajuste de sillín en el ciclismo..... | 65 |
| 1.5. Perspectiva de un modelo nuevo de ajuste de la bicicleta.. | 71 |
| 1.6. Objetivos de la tesis e hipótesis..... | 73 |

| | |
|---|-----|
| Capítulo II. Estudio 1. Localización del centro articular de la cadera para el ciclismo: adaptación de un modelo mecánico convencional basado en marcadores externos..... | 77 |
| 2.1. Introducción..... | 79 |
| 2.2. Método..... | 86 |
| 2.3. Resultados..... | 96 |
| 2.4. Discusión..... | 99 |
| Capítulo III. Estudio 2. Fiabilidad y validez de la dinamometría isocinética para obtener el ángulo óptimo de la musculatura extensora de la rodilla aplicado al ciclismo..... | 103 |
| 3.1. Introducción..... | 105 |
| 3.2. Método..... | 112 |
| 3.3. Resultados..... | 121 |
| 3.4. Discusión..... | 124 |
| Capítulo IV. Estudio 3. Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista..... | 129 |
| 4.1. Introducción..... | 131 |
| 4.2. Método..... | 140 |
| 4.3. Resultados..... | 150 |
| 4.4. Discusión..... | 152 |
| Capítulo V. Epílogo..... | 157 |
| 5.1. Conclusiones..... | 159 |
| 5.2. Limitaciones del estudio y futuras líneas de investigación | 162 |
| Referencias..... | 165 |

ABREVIATURAS UTILIZADAS

| | |
|-------------|--|
| CAC | Centro articular de la cadera. |
| CAR | Centro articular de la rodilla. |
| CAT | Centro articular del tobillo. |
| EP | Enfoque predictivo. |
| MF | Método funcional. |
| IAS | Espina iliaca anterosuperior. |
| IIPS | Espina iliaca posterosuperior. |
| PT | Modelo pélvico tradicional. |
| PC | Modelo pélvico para aplicación al ciclismo. |
| KOPS | Método de la rodilla sobre el eje del pedal (Knee over pedal spindle). |
| FR | Fuerza resultante. |
| Fy | Fuerza normal. |
| Fx | Fuerza anteroposterior. |
| MP | Método preferido. |
| MO | Método óptimo. |
| SEM | Error estándar de la media (Standard error of the mean). |
| TEM | Error técnico de la medida (Technical error of measurement). |
| RER | Coefficiente respiratorio (Respiratory exchange ratio) |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1.1. | 28 |
| A) Personas con equipamiento deportivo en el hogar según tipo en 2015. | |
| B) Personas que realizaron deporte según modalidad más frecuente en 2015. | |
| Figura 1.2. Eficiencia energética según transporte utilizado..... | 32 |
| Figura 1.3. Tour de Francia 2013..... | 33 |
| Figura 1.4. Anatomía de Rodilla..... | 39 |
| Figura 1.5. Ángulo de flexión de rodilla en el punto muerto inferior recomendado por Holmes et al. (1994)..... | 45 |
| Figura 1.6. | 47 |
| A) Talla de cuadro recto. | |
| B) Talla de cuadro con caída o “slooping”. | |
| Figura 1.7. Ejes de movimiento de la cala..... | 47 |
| Figura 1.8. Ajuste anteroposterior de la cala..... | 48 |
| Figura 1.9. Longitud de biela..... | 50 |
| Figura 1.10. Altura y retroceso del sillín..... | 53 |
| Figura 1.11. Método KOPS..... | 55 |
| Figura 1.12. Longitud de potencia y anchura de manillar..... | 57 |
| Figura 1.13. Altura del manillar y su zona de colocación según normativa UCI.... | 58 |
| Figura 1.14. | 62 |
| A) Longitud interna de la extremidad inferior. | |
| B) Altura trocantérea. | |
| C) Distancia entre el eje del pedalier y la parte alta del asiento. | |
| D) Distancia entre el eje del pedal y la parte alta del asiento. | |
| Figura 1.15. | 63 |
| A) Método del pie. | |
| B) Método del talón. | |
| Figura 1.16. Goniometría estática..... | 63 |
| Figura 1.17. | 64 |
| A) Método dinámico Bidimensional. | |
| B) Método dinámico Tridimensional. | |

| | |
|---|-----|
| Figura 2.1. Ejes articulares referencia para el cálculo del ángulo de rodilla (α)..... | 80 |
| Figura 2.2. Técnicas de estimación del centro articular de cadera..... | 82 |
| A) Enfoque predictivo | |
| B) Método funcional | |
| C) Ultrasonido. | |
| Figura 2.3. Centro articular de la cadera y trocánter mayor del fémur..... | 83 |
| Figura 2.4. Sistema VICON® MX-T10..... | 87 |
| A) Cámaras infrarrojos. | |
| B) Marcadores reflectantes. | |
| Figura 2.5. Captura de imagen tridimensional; Modelo pélvico tradicional: espinas ilíacas superiores, anterior (EIAS) y posterior (EIPS); Modelo Pélvico Ciclismo: punto intermedio entre espinas superiores, y posterior (EIPS)..... | 89 |
| Figura 2.6. Modelos transepicondíleo e intermaleolar para localizar el centro articular de rodilla y tobillo, respectivamente..... | 90 |
| Figura 2.7. Modelo pélvico ciclismo..... | 92 |
| Figura 2.8. Sistema de referencias global (X, Y, Z) y local (x', y', z')..... | 93 |
| Figura 2.9. Gráfico Bland-Altman del ángulo de rodilla de ambas extremidades inferiores registrado en el punto de máximo empuje y el punto muerto inferior del ciclo de pedal..... | 98 |
| Figura 3.1. Fuerza resultante (FR) de las fuerzas normal (Fy) y anteroposterior (Fx) aplicadas al pedal y fuerza efectiva aplicada a la biela..... | 107 |
| Figura 3.2. Fases del ciclo de pedaleo, puntos de referencia frecuentes y zona donde aparece el máximo momento de fuerza..... | 108 |
| Figura 3.3. Evolución del torque efectivo durante la acción de pedaleo. (Extraído de Ferrer-Roca, 2015)..... | 109 |
| Figura 3.4. Posición inicial del participante para el test isocinético..... | 115 |
| Figura 3.5. Posición inicial del participante en la medición cinemática..... | 117 |
| Figura 3.6. Ejemplo de una serie de cinco repeticiones del test isocinético a 210°/s en un sujeto representativo. Se señala entre líneas verticales las ventanas donde se cumple con la velocidad isocinética establecida para buscar el pico de torque y su ángulo correspondiente (óptimo). La cruz azul representa el pico de torque y la roja el ángulo en ese mismo instante..... | 118 |

| | |
|---|-----|
| Figura 3.7. Ejemplo de una serie de un sujeto representativo comparando el ángulo medido con dinamómetro isocinético y con fotogrametría 3D. En la parte superior se muestran las series temporales de ambos instrumentos, mientras que debajo se muestra la diferencia. Se ha resaltado en oscuro entre líneas verticales las zonas comparadas correspondientes al rango entre 80 y 50° de extensión..... | 119 |
| Figura 3.8. Esquema de comparativas: intraseries, intrasesión e intersecciones... | 120 |
| Figura 4.1. Metodologías antropométricas selectivas de altura del sillín..... | 133 |
| A) Método Lemod; | |
| B) Método Hamley. | |
| Figura 4.2. Método Holmes de goniometría estática..... | 134 |
| Figura 4.3. Modelo mecánico bilateral empleado para la captura del movimiento... | 142 |
| Figura 4.4. Análisis dinámico para encontrar el ángulo óptimo de extensión de rodilla..... | 143 |
| Figura 4.5. | 144 |
| A) Análisis estático fotogramétrico tridimensional. | |
| B) Captura dinámica para la medición de ángulos. | |
| Figura 4.6. Ángulo óptimo de rodilla a 90° de ciclo de pedal..... | 146 |
| Figura 4.7. Prueba para determinar la eficiencia mecánica bruta..... | 148 |
| Figura 4.8. Gráfico de interacción de eficiencia mecánica bruta (%) para grupo entrenado y bien entrenado de ambos métodos, preferido (MP) y óptimo (MO)..... | 151 |

INDICE DE TABLAS

| | |
|---|-----|
| Tabla 1.1. Lesiones según su mecanismo de causa, producidas durante el entrenamiento o la competición en el ciclismo, de un grupo de 66 ciclistas profesionales durante un periodo retrospectivo medio de 4 años..... | 38 |
| Tabla 1.2. Lesiones por sobreuso de las extremidades inferiores en el ciclismo, de un grupo de 66 ciclistas profesionales durante un periodo retrospectivo medio de 4 años, que afectaron a la rodilla..... | 41 |
| Tabla 1.3. Relación entre lesiones de rodilla y reglajes de la bicicleta..... | 59 |
| Tabla 1.4. Media cuadrática del error entre el ángulo de rodilla con el modelo simplificado y con el completo, expresado en grados..... | 69 |
| Tabla 2.1. Media cuadrática de las diferencias entre la posición de la espina iliaca anterosuperior, el centro articular de cadera, y el ángulo de rodilla de forma continua entre el modelo pélvico tradicional y el modelo pélvico ciclismo..... | |
| | 96 |
| Tabla 2.2. Comparación de los dos modelos en las posiciones características del punto de máxima eficacia y el punto muerto interior. Se presentan las medias y desviaciones típicas de los ángulos..... | 97 |
| Tabla 2.3. Error técnico de la medida del ángulo de rodilla de ambas extremidades inferiores registrado en el punto de máximo empuje y el punto muerto inferior del ciclo de pedal en valor absoluto y en relativo..... | 98 |
| Tabla 3.1. Fiabilidad absoluta y relativa intraserie de cada una de las sesiones realizadas cada semana..... | 122 |
| Tabla 3.2. Fiabilidad absoluta y relativa intrasesión..... | 123 |
| Tabla 3.3. Fiabilidad absoluta y relativa intersesión..... | 123 |
| Tabla 3.4. Comparación del test a velocidad de 210 y 10°/s en la primera sesión..... | 124 |
| Tabla 4.1. Características de los participantes según categoría ciclomáster o cicloturista..... | |
| | 140 |
| Tabla 4.2. ANOVA mixto de dos factores: intrasujeto de medidas repetidas comparando el posicionamiento (método preferido y método óptimo); y intergrupos comparando dos grupos de nivel (cicloturista y ciclomáster)..... | 152 |

RESUMEN

En la sociedad actual la actividad física es parte del estilo de vida de multitud de personas, considerándose por algunos autores como un rasgo típico de la edad postmoderna. Existen diversas modalidades deportivas que pueden ser desempeñadas de manera saludable, destacando el ciclismo por su alto componente aeróbico y su bajo nivel de impacto articular. Entendiéndose de gran utilidad como herramienta biosaludable, este deporte de las dos ruedas, se ha convertido además en una forma de ocio, recreacional, así como de competición. Montar en bicicleta es una actividad universal y su práctica está en auge.

En el ciclismo el ajuste óptimo de los componentes de la bicicleta es un problema para la mayoría de sus practicantes, y puede afectar negativamente al rendimiento, además de conllevar a lesiones por sobreuso con diagnóstico lento de recuperación. El riesgo lesivo por un mal posicionamiento del ciclista incide mayoritariamente en el tren inferior del deportista y concretamente en la articulación de la rodilla. En este aspecto, la colocación del sillín es clave. Existen diversos métodos para hallar la posición del sillín óptima, pero faltan estudios que les aporten validez externa. Las mejores técnicas empleadas utilizan el análisis de los ángulos de los segmentos corporales descritos en el movimiento del pedaleo para situar la posición del asiento. Para ello usan modelos con marcadores situados en puntos de referencia corporales que estiman los centros articulares. Los estudios biomecánicos más estandarizados en el mercado, utilizan un modelo pélvico simplificado para hallar el centro articular de la cadera, estimando al trocánter mayor femoral como tal. Esta referencia puede conllevar a errores en las medidas obtenidas. En otras disciplinas

deportivas, como en la marcha, se utiliza otro modelo tradicional que reduce los errores en la estimación, utilizando como puntos óseos de referencia las espinas iliacas anterior y posterior superiores para hallar mediante ecuaciones de regresión la localización del centro articular de cadera. Aplicar este modelo al ciclismo nos plantea una limitación al no poder utilizar los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores por la postura natural del ciclista sobre la bicicleta. Crear una adaptación a este modelo mecánico para calcular el centro articular de la cadera podría ser útil para su aplicación en el ciclismo.

Por otro lado, el sistema de ajuste de sillín más aceptado defiende una posición del mismo en el que el ángulo de flexión de rodilla se sitúe entre 25-35° en el punto muerto inferior de la fase de pedaleo. Este margen de 10° podría variar la altura del sillín varios cm, y el punto escogido como referencia en la fase de pedaleo no parece ser una situación relevante para valorar aspectos de rendimiento o de salud, como podría ser el momento de máximo empuje del pedal o de máxima extensión de la rodilla durante la acción de pedalear. Encontrar una referencia fiable y válida con aplicación al ciclismo podría ayudar a fijar un criterio más personalizado en el ajuste biomecánico del ciclista. Con la dinamometría isocinética, existe la posibilidad de hallar el ángulo de pico de torque de extensión de rodilla individual del ciclista, el cual podría ser utilizado como referente. Valorar la fiabilidad y validez de este ángulo óptimo para su aplicación al ciclismo podría ser útil para su aplicación en el ciclismo.

Trasladar el ángulo óptimo de rodilla del ciclista a la posición de máxima eficiencia del pedal, puede ser un método viable de posicionamiento del

tren inferior del ciclista que se adapte mayormente a sus características. Valorar la eficacia de los ciclistas que utilicen este método podría abrir una vía hacia un nuevo ajuste que mejore el rendimiento del deportista.

Para intentar dar respuesta a estas cuestiones, la presente Tesis Doctoral ha propuesto los siguientes objetivos, que se han trabajado a través de 3 estudios: 1- adaptar a las características del ciclismo un modelo mecánico convencional de la pelvis basado en marcadores externos para la localización del centro articular de la cadera (estudio 1), 2- comprobar la fiabilidad de un test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla en su aplicación en ciclismo (estudio 2), 3- medir la validez de la medición de los ángulos óptimos de extensión de rodilla obtenidos por la dinamometría isocinética respecto a los adquiridos por la fotogrametría tridimensional (estudio 2), y 4- evidenciar si existe mejora en la eficiencia entre el posicionamiento óptimo del ciclista utilizando su ángulo de pico de torque de rodilla, y su posición preferida.

En el primer estudio, donde se valoró a 22 personas, se demostró que la adaptación al ciclismo del modelo pélvico tradicional de la marcha, utilizando marcadores intermedios entre la espina iliaca posterosuperior y anterosuperior, era válida para su aplicación en el ciclismo. Se encontraron diferencias para el ángulo de rodilla en la comparación entre modelos por debajo de 0.32° en las series temporales. El mayor error cuadrático medio de la posición del centro articular de cadera fue de 3.30 mm. En la comparación de los valores discretos, no se encontró diferencias estadísticamente significativas. El modelo pélvico adaptado al ciclismo evidenció ser válido para su uso en estudios biomecánicos.

En la segunda investigación, se realizaron dos subestudios. En el primer subestudio, donde participaron 25 personas, se reveló una alta fiabilidad del ángulo de pico de torque de rodilla registrado por el dinamómetro isocinético a velocidades angulares similares a las desarrolladas en la acción del pedaleo a 90 rpm. El análisis reveló coeficientes de correlación intraclase superiores a 0.95 tanto a nivel intrasesión como en intersesión. En el segundo subestudio, donde participaron 14 personas, se comparó la medida del ángulo de rodilla registrado en la dinamometría isocinética con el obtenido por la fotogrametría tridimensional de un mismo test. Se obtuvieron diferencias medias de $3.3 \pm 3.1^\circ$ en el rango crítico entre 80 y 50° de extensión de rodilla, donde suele encontrarse el ángulo óptimo. La discrepancia encontrada entre ambos métodos se consideró asumible, al ser similar a la variabilidad intrasujeto que se produce durante el pedaleo. Utilizar el ángulo de pico de torque de extensión de rodilla obtenido mediante dinamometría isocinética demostró ser válido y fiable como criterio para el posicionamiento del tren inferior del ciclista.

En la tercera investigación, donde se analizó la eficiencia mecánica bruta de 10 ciclistas de categoría ciclomáster (de competición) y 10 de categoría cicloturista (recreacional), se encontró mejoras de eficiencia en los ciclistas posicionados siguiendo el método de hacer coincidir el ángulo de pico de torque de extensión de rodilla del ciclista con el punto de máximo empuje del pedal. Se comparó este método el posicionamiento preferido del ciclista, en el que se encuentra adaptado y cómodo. Únicamente 2 personas no mejoraron, uno se mantuvo prácticamente estable y otro mostró resultados negativos. Estos datos muestran la posibilidad de

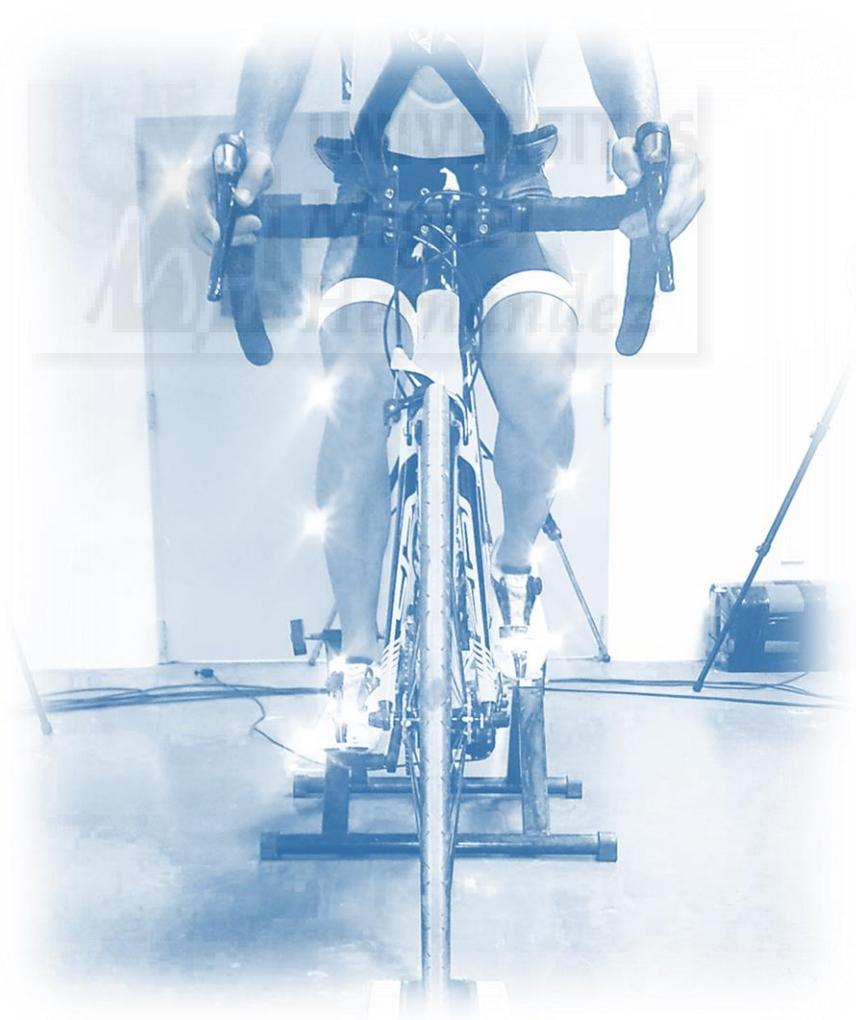
disponer de un nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista más personalizado con alta probabilidad de mejoras a nivel de rendimiento.

La realización de esta Tesis Doctoral ha obtenido las siguientes conclusiones generales: 1-El modelo pélvico de localización de la cadera propuesto para su utilización en ciclismo es válido, 2-El ángulo óptimo de extensión de rodilla es fiable y válido para su aplicación en el ciclismo, y 3- El nuevo método de posicionamiento del tren inferior del ciclista, tomando como criterio el ángulo óptimo de extensión de rodilla, trasportándolo al punto de máximo empuje del pedal, mejora la eficiencia mecánica bruta del ciclista de forma aguda.



CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN GENERAL



INTRODUCCIÓN GENERAL

1.1. EL CICLISMO: UNA VISIÓN ACTUAL

Toda actividad física realizada sobre una bicicleta se considera ciclismo. La bicicleta es, sin duda, la esencia de este popular deporte cuyos orígenes van ligados al nacimiento de la máquina. Apodada en sus inicios como *“caballo mecánico”* (Herráez-Pindado, 2007), la paternidad del vehículo de dos ruedas y propulsión humana continúa en discusión, fruto quizá de la enfermedad por atribuirle una nacionalidad. Es a finales del siglo XIX, resultado del ingenio y el trabajo conjunto de diversas personas a lo largo de años, lustros y décadas, donde el invento adopta tanto su forma, como su nombre actual (Cabezas, 2016). Ciento cincuenta años aproximadamente son los culpables de que la bicicleta constituya hoy, parte de la historia viva de cada uno de nosotros. Buscando sanar la inquietud por mantener el equilibrio sobre ella, todos hemos descubierto acerca de nuestro propio cuerpo y sus habilidades, además de experimentar la libertad a la que está indisolublemente ligada (Auge, 2008). Un reencuentro con nuestra infancia nos conduce de manera inevitable a saborear aquella primera vez:

“Y cuando tenga que bajar, ¿qué hago?”

“Muy sencillo; frenas, dejas que caiga la bicicleta de un lado y pones el pie en el suelo.” (Delibes, 1988. pag.4).

Actualmente en los hogares españoles existen más bicicletas que balones de fútbol (Subdirección General de Estadística y Estudios, 2016) (Figura 1.1A). Alrededor de un 76% de la población en España posee

bicicleta, estimándose más de 30 millones de unidades (Fundación ECA Bureau Veritas, 2015). El ciclismo se ha convertido en el deporte más practicado en el país, duplicando el número de personas que acometen esta actividad en tan solo 5 años, siendo un 38.7% de los que realizan ejercicio, aquellos que le dan preferencia frente a otras disciplinas deportivas (Subdirección General de Estadística y Estudios, 2016) (Figura 1.1B). Además, se estima que un 50% de los españoles usan este velocípedo con alguna frecuencia (Fundación ECA Bureau Veritas, 2015) y que el 28% lo usan como transporte diario (Observatorio Cetelem, 2016). A nivel internacional, la manufactura de bicicletas supera a la de coches, siendo el ratio de tres bicis por cada automóvil fabricado. Solamente en China, se producen por encima de 40 millones de bicicletas, más que todos los autos que se fabrican en la mundo (Worldwatch Institute, 2006).

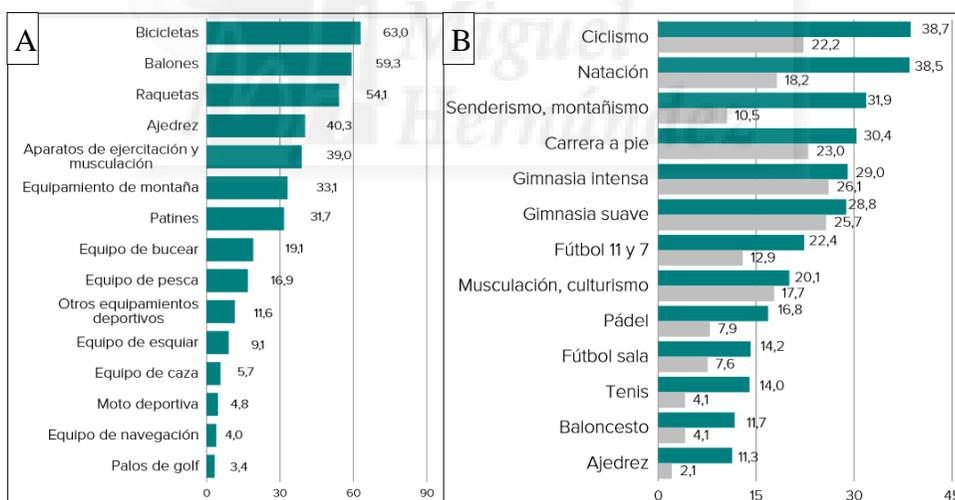


Figura 1.1. A) Personas con equipamiento deportivo en el hogar según tipo en 2015; B) Personas que realizaron deporte según modalidad más frecuente en 2015 (Subdirección General de Estadística y Estudios, 2016).

Allá por donde vas cada vez se observan más ciclistas, no es solo una percepción personal, las cifras nunca fueron tan buenas, estamos viviendo una época de apogeo del ciclismo superior incluso a la de sus comienzos.

1.1.1. Atributos de la bicicleta

Si intentamos comprender los posibles motivos que llevan al auge al ciclismo, destacándose la última década, cabe analizar las cualidades principales que ofrece la bicicleta (Peveler, 2009; Fundación ECA Bureau Veritas, 2015):

-Actividad física y salud

Numerosos ensayos clínicos controlados y aleatorizados concluyen que el ejercicio físico es esencial en la prevención y tratamiento de enfermedades, destacando concretamente las cardiovasculares, principal causa de muerte en los países desarrollados (Organización Mundial de la Salud, 2014). El ciclismo, no ajeno a ello, demuestra con evidencias científicas; su relación con una mayor esperanza de vida (Andersen, Schnohr, Schroll y Hein, 2000; Matthews et al., 2007; Sanchís-Gomar, Olaso-González, Corella, Gómez-Cabrera y Vina, 2011); su utilización como mejora de la capacidad aeróbica ligada a la optimización cardiovascular (Ruiz, Ortega, Castillo, Gutierrez y Agil, 2006); su uso eficiente como método preventivo ante determinadas enfermedades como la obesidad (Wen y Rissel, 2008); su relevancia terapéutica ante el deterioro cognitivo asociado al envejecimiento o a una patología (Hazamy et al., 2017); su repercusión favorable para un equilibrio psicológico y de bienestar (Gaviria, 2006; Fincham, 2006); e incluso, su preinscripción como rehabilitador de lesiones del aparato músculo-esquelético (Ericson, 1986; Prentice, 2001; Carmichael y Burke, 2006), entre otros beneficios para el bienestar y la salud de sus practicantes.

Montar en bicicleta es uno de los medios más eficaces de actividad física para personas sedentarias (Dunn, Andersen y Jakicic, 1998) y resulta mejor que ejercicios vigorosos y altamente estructurados (Sevick et al., 2000), siendo más respetuoso con el físico al minimizar la carga de impacto soportada, respecto a otras alternativas deportivas. La bicicleta es una medicina sobre dos ruedas (Froböse, 2006).

-Ocio y diversión

Entre las actividades de tiempo libre diarias elegidas por los europeos, donde la preferencia se sitúa en el uso de la informática y los medios de comunicación, aparece el deporte. España, Francia e Italia son los países de Europa donde la tasa de práctica deportiva es más elevada con el 60%, duplicando la de británicos y húngaros (Observatorio Cetelem, 2016). Para la población española menor de 30 años, la práctica deportiva, es la actividad de ocio que mayor incremento manifiesta en los últimos siete años, con un 45.4% (Observatorio de la Juventud en España, 2014). Cerca de un 20% de españoles practican deporte diariamente y un 46% lo hacen al menos una vez por semana teniendo como principales motivos, ordenados por jerarquía: estar en un buen estado de forma física y el entretenimiento junto a la diversión (Subdirección General de Estadística y Estudios, 2016). Entre las actividades físicas elegidas por este sector, el ciclismo es predominante.

Cabe destacar también, los periodos vacacionales, donde crece el turismo activo (Araújo, Fraiz y Paül, 2012). En este contexto, el uso de la bicicleta ha ganado muchos adeptos convirtiéndose actualmente en una modalidad turística con nombre propio, denominada “cicloturismo”

(Oliveira y Esperança, 2011; Fernández, 2015; Chen y Cheng, 2016). Este nuevo concepto se define como aquel desplazamiento en bicicleta con carácter recreacional, motivado por: el contacto con la naturaleza, la actividad física saludable que conlleva su práctica, y su propio disfrute como instrumento de ocio (Weston et al., 2012; Kulczyckia y Halpenny, 2014; Ho et al., 2015). Se estiman un número de viajes anuales en bicicleta dentro del territorio europeo de 2.295 millones (Weston et al., 2012). El incremento anual de esta nueva modalidad ciclista es del 20% (Cramer, 2016). Como dijo el reconocido escritor Ernest Hemingway: “pedaleando se aprecian mejor los contornos del país, porque uno primero sube las cuestas bañado en sudor y luego las desciende dejándose deslizar por ellas”.

-Movilidad y medio ambiente

La contaminación atmosférica provoca más de 7 millones de muertes anuales en el mundo. Se estima que el 90% de la población urbana de la Unión Europea sufre niveles de contaminación del aire considerados nocivos por la Organización Mundial de la Salud (Organización Mundial de la Salud, 2014; Agencia Europea de Medio Ambiente, 2016). En España se registran más de 25.000 fallecimientos por esta causa (Agencia Europea de Medio Ambiente, 2016). El transporte motorizado representa casi una cuarta parte de las emisiones de dióxido de carbono expulsado a la atmósfera (Kanh et al., 2007), siendo además, el consumidor de energía de más rápido crecimiento a nivel mundial (Schmidt y Lima, 2004). Además, otro tipo de contaminación, la acústica, provoca al año 210.000 muertes, al ser el agravante de diversas enfermedades. Niveles de ruido superiores

a 50 dB pueden causar minusvalías, estrés, o problemas cardiovasculares entre otros, siendo ejemplo de ello el 3% de los casos de tinnitus, causados por la contaminación acústica del transporte motorizado (Agencia Europea de Medio Ambiente, 2016). La bicicleta, como medio de transporte es una alternativa eficaz ante la situación planteada, al ser un automóvil silencioso que no emite gases contaminantes a la atmósfera. Un estudio realizado en la ciudad de Barcelona (Rojas-Rueda, 2011) evidencia que un cambio del 40% de los desplazamientos urbanos en vehículos motorizados por traslados en bicicleta, conllevaría una reducción de 1.15 muertes al año causadas por la contaminación del aire, 0.17 menos debidas al tráfico y 67.46 evitadas por la actividad física realizada. Por estas razones, la bicicleta es el modo más eficiente de transporte urbano humano (Jeukendrup, Craig y Hawley, 2000; Banister, 2007) (Figura 1.2). Nos permite movernos a velocidades cinco veces superiores a las de caminar con el mismo coste energético (Davies, 1980; Capelli et al., 1998) y contribuye a paliar los efectos de la contaminación. Para hacer vivibles las ciudades es prioritario mantener la bicicleta en ellas, en lo que realmente es su hábitat natural, y reintroducirla en los casos donde ha desaparecido (Puig, 1999).

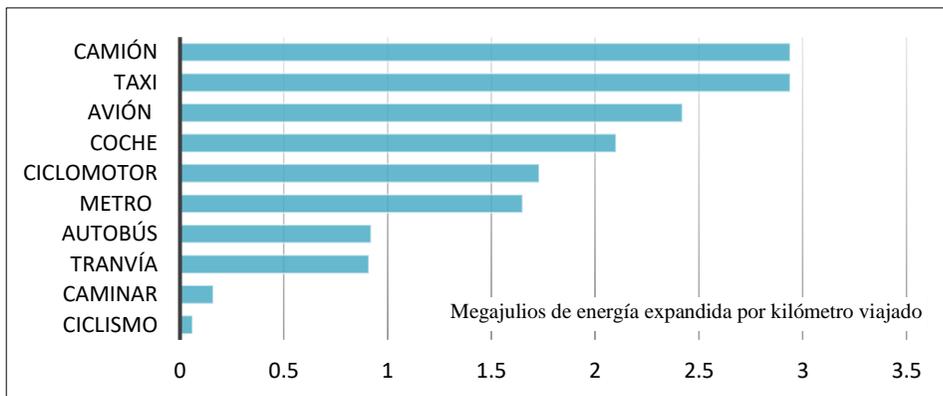


Figura 1.2. Eficiencia energética según transporte utilizado. (Banister, 2007)

Es bonito imaginar, que el actual crecimiento del uso de la bicicleta no se deba solo a un fin comercial, sino que estemos contemplando nuevos cambios hacia una promoción de la salud en dirección a un civismo vial o ante el cambio climático.

1.1.2. Ámbitos del ciclismo

Existen tres tipos de ciclismo: de competición, recreacional y urbano.

Al hablar del ciclismo de competición, hacemos referencia al deporte federado y reglado, con rivalidad de quienes disputan por alcanzar un objetivo en la competencia organizada. A nivel mundial la Unión Ciclista Internacional es la máxima responsable de regular este tipo de ciclismo. En España se estima que en los últimos 10 años el número de licencias federativas en ciclismo ha aumentado en un 70% en nuestro país (Ferrer-Roca, 2015). Se abarcan un gran abanico de disciplinas oficiales, entre ellas se encuentra el deporte profesional, donde es inevitable hablar de las míticas vueltas por etapas como el Tour de France, el Giro d'Italia o la Vuelta a España, las cuales mueven cada año millones de espectadores que se encuentran cerca del ciclista, sin barreras que los separen, generándose un vínculo humano entre público y ciclista diferente, alejado del blindaje de otros deportes (Figura 1.3).



Figura 1.3. Tour de Francia 2013
(Fotógrafo Martijn K. Haarhuis)

Por otro lado, el ciclismo recreacional, es aquella práctica sin ánimo competitivo, donde la bicicleta se utiliza como un medio de ejercicio físico saludable, de diversión e incluso de turismo. En esta última característica de uso nace una vertiente a acentuar por su gran multitud de practicantes, citada anteriormente como cicloturismo, basada en una experiencia de viaje turístico, recreacional, focalizada en el uso de la bicicleta como medio de desplazamiento entre lugares (Weston et al., 2012). Son múltiples las rutas cicloturistas que existen a nivel internacional, de corta y larga distancia, de días, semanas o meses de duración. En España, el Camino de Santiago es sin duda una de las más atractivas rutas de cicloturismo.

Por último, el ciclismo urbano o utilitario, es aquel caracterizado por centrarse en el uso de la bicicleta como medio de transporte. La imagen de la bicicleta suele relacionarse al deporte o al ocio, pero principalmente su utilidad es la de servir de medio de transporte (Torres, 2003) siendo utilizada en todo el mundo por delante de sus otros ámbitos de uso. Este tipo de ciclista encuentra una locomoción rápida, económica y sostenible para llegar a sus diferentes destinos. Alrededor de seis de cada diez usuarios de bicicleta en España, la utilizan para desplazamientos cotidianos (Fundación ECA Bureau Veritas, 2013). A nivel mundial el tráfico anual de bicicletas ha aumentado un 3% durante 2015, siendo España la nación con mayor incremento anual en el número de viajes utilizando este vehículo (Eco-Counter, 2015). Existen además iniciativas de varios países y ciudades por promover el uso de la bicicleta como medio de desplazamiento, buscando mejorar la calidad del aire, aminorar problemas de tráfico, inculcar una cultura ecológica e incluso incidir positivamente en el estado

físico de las personas, canjeando calorías por movilidad sostenible (Pabón-Montealegre, 2012).

1.2. EPIDEMIOLOGÍA VINCULADA AL DEPORTE DE LA BICICLETA

La inactividad física es uno de los principales factores de riesgo de mortalidad a nivel mundial (Blair, 1992; Organización Mundial de la Salud, 2017). Además, diversas patologías se le asocian, aumentando considerablemente los índices de morbilidad (Siscovick, LaPorte y Newman, 1985; Sothorn, Loftin, Suskind, Udall y Blecker, 1999). Por lo contrario, los efectos positivos para la salud y la mejora de la calidad de vida que ofrece realizar ejercicio físico se han afianzado con multitud de investigaciones (Oka et al., 2000; Dias, Dias y Ramos, 2003). A pesar de ello, la cara negativa de la actividad deportiva es su exposición al riesgo de lesión (Gabbe, Finch, Cameron y Williamson, 2005; Marshall y Guskiewicz, 2003; Kra, 2008) y el ciclismo no está exento.

En España, las lesiones en la práctica deportiva suponen un 11.5% del total de accidentes de ocio producidos anualmente (Instituto Nacional de Consumo, 2011). El ciclismo aparece como el décimo deporte más lesivo con un 2.91% y el tercero en el ranking de los que manifiestan mayor porcentaje de secuelas, con un 66.7% por detrás del baloncesto, 70.2% y el fútbol, 69.5% (García-González, Albaladejo, Villanueva y Navarro, 2015). En un estudio actual (De Bernardo Tejedor, 2013), donde se valoraron a lo largo de 4 años un grupo de ciclistas profesionales y amateurs, la ratio global de riesgo de lesión fue de 0.53 por año/ciclista. Lo que revela un gran índice de riesgo lesional, estimando que uno de cada dos ciclistas estará expuesto a sufrir una lesión por temporada.

Considerando como criterio de clasificación de lesiones al mecanismo que las produce, diferentes autores coinciden en dos grandes categorías: lesiones traumáticas y por sobreuso (Waldén, Hägglund y Ekstrand, 2005; Fuller et al., 2006; Engebretsen et al., 2010). En España el porcentaje lesivo en el ciclismo, entre grupos es muy similar, pero difieren en la localización anatómica del dolor, o en el tipo de actividad realizada. A continuación se hace un repaso de las principales lesiones ligadas al ciclismo diferenciadas por el mecanismo que las origina.

1.2.1. Traumatismos asociados al ciclismo

Es habitual en el deporte del ciclismo las lesiones por traumatismo. Las altas velocidades que se alcanzan en la bicicleta aumentan el riesgo a ocasionarse en caso de caída, lesiones iguales o tres veces mayores que los motociclistas, con consecuencias a veces mortales (Lindqvist, Sorsa, Hyrkäs y Santavirta, 1986). Con un 9.14% de las lesiones deportivas registradas en traumatología, el ciclismo en todos sus ámbitos, ocupa el segundo lugar en el número de atenciones (Garrido Chamorro et al., 2009). Las lesiones traumáticas afectan principalmente a la extremidad superior. Dos de cada tres traumatismos se localizan en esta área corporal, registrándose fracturas en un 56.6% de los casos, de los que un 17.1% aquejan al segmento óseo de la clavícula (De Bernardo Tejedor, 2013). Es en la competición donde se dan mayores lesiones traumáticas, con un 67.1% de los casos lesivos. Las lesiones más graves de esta categoría son las craneoencefálicas. Estudios estadísticos anteriores a los 90, década en donde se introduce obligatoriamente el uso del casco, registraban aproximadamente un 50% menos de accidentes por este tipo de

mecanismo. Sin embargo, el riesgo de la lesión era vital, mientras que en la actualidad las lesiones son menos severas. No existe argumento concluyente para explicar el aumento de traumatismos a lo largo de los años, aunque seguramente radique en ritmos de competición superiores y a grupos de corredores más numerosos y compactos en las carreras. Por el contrario, sí que se reconoce el impacto notable del uso del casco en la prevención de lesiones, no solo en el ciclismo competitivo, sino en todos sus entornos (Lardelli et al., 2003; Sheikh, Cook y Ashcroft, 2004; Macpherson y Spinks, 2008; Novoa et al., 2010).

Los tipos de lesión por traumatismo en el ciclismo más frecuentes son: contusiones, abrasiones y laceraciones cutáneas (Schwellnus y Derman, 2005), además de fracturas, lesiones ligamentosas y esguinces.

1.2.2. Lesiones por sobreuso ligadas al ciclismo

Las lesiones por sobreuso derivan de microtraumatismos repetitivos que provocan una respuesta inflamatoria con secreción de sustancias vasoactivas, células inflamatorias y enzimas que deterioran un determinado tejido (Peterson y Renstroen, 1989; Asplund y Pierre, 2004). Con frecuencia, este tipo de lesiones requieren de tratamiento terapéutico no habitual con evolución lenta en la curación, motivo de frustración en muchos casos del deportista y el terapeuta (Wood, 1990). En el ciclismo, existe un patrón cíclico y continuado en la acción de pedalear que puede conllevar un alto riesgo de lesión por sobrecarga. Tomando como referencia una cadencia en el pedaleo normal de 90 rpm (Hagberg, Mullin, Giese y Spitznagel, 1981; Neptuno y Hull, 1995) un ciclista completa alrededor de 5400 ciclos similares a la hora con cada extremidad inferior

(Silberman, Webner, Collina y Shiple, 2005). Estudios anteriores al año 2000 determinan que este mecanismo lesivo es el más frecuente en el deporte de las dos ruedas (Barrios, Sala, Terrados y Valenti, 1997). Sin embargo, en investigaciones más recientes, a consecuencia del aumento de las lesiones traumáticas, el estadístico entre mecanismos de lesión es muy parejo (De Bernardo Tejedor, 2013).

Referente a la localización de las lesiones por sobreuso en el ciclismo, los miembros inferiores son mayormente afectados, siendo la rodilla la zona más lesionada (Commandré et al., 1987; Asplund et al., 2004, Asplund et al., 2004; Dettori y Norvell, 2006; Fong, Hong, Chan, Yung y Chan, 2007), y a su vez, la que presenta una mayor pérdida temporal en su recuperación (Clarsen, Krosshaug y Bahr, 2010). El 90.7% de las lesiones registradas durante el entrenamiento son provocadas al sobrepasar el límite de carga crítico que pueden soportar los tejidos, cuya capacidad es muy variable entre personas (De Bernardo Tejedor, 2013) (Tabla 1.1).

Tabla 1.1. Lesiones según su mecanismo de causa, producidas durante el entrenamiento o la competición en el ciclismo, de un grupo de 66 ciclistas profesionales durante un periodo retrospectivo medio de 4 años.

| | LESIÓN POR TRAUMATISMO N (%) | LESIÓN POR SOBREUSO N (%) | TOTAL N (%) |
|---------------|------------------------------------|---------------------------------|----------------|
| ENTRENAMIENTO | 25 (32.9%) | 59 (90.7%) | 84 (59.6%) |
| COMPETICIÓN | 51 (67.1%) | 6 (9.3%) | 57 (40.4%) |
| TOTAL | 76 (100%) | 65 (100%) | 141 (100%) |

(De Bernardo Tejedor, 2013)

Las lesiones por sobreuso más comunes afectan a: rodilla (Holmes, Pruitt y Whalen, 1994), columna vertebral (Weiss, 1985), región lumbosacra (Gómez-Puerto, Edir Da Silva-Grigoletto, Hernán, Vaamondeb y Alvero-Cruz, 2008), manos (Bovim y Andersen, 1992), y periné (Nayal, Schwarzer, Klotz, Heidenreich y Engelmann, 1999; Sommer et al., 2001; Schwarzer, Sommer, Klotz, Cremer y Engelmann, 2002; Cohen y Gross, 2005).

1.2.3. Anatomía y patologías de la rodilla del ciclista

La rodilla es la región más afectada por lesión en el deporte del ciclismo (Fong et al., 2007). A nivel funcional confiere estabilidad y resistencia al peso soportado, y la movilidad suficiente para trasladarlo (Cerro Rodríguez, 2014). A nivel estructural, hablamos de la mayor y más compleja articulación del ser humano. Ubicada en la zona intermedia de la extremidad inferior, su composición esquelética implica: al fémur, la tibia y la rótula o patela (Figura 1.4).

En la coyuntura de sus superficies óseas constituyen el complejo articular de la rodilla formando, dentro de una cápsula fibrosa común, dos articulaciones sinoviales: la femorotibial (Kaltenborn, 2001) y la femorrotuliana (Gilroy, MacPherson y Ross, 2008). En la articulación femorotibial se

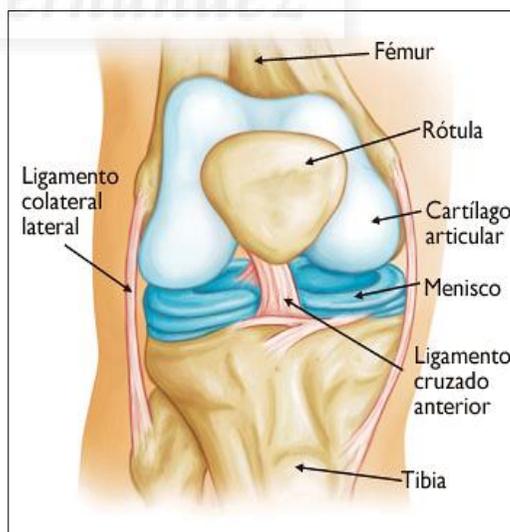


Figura 1.4. Anatomía de Rodilla.

(American Academy of Orthopaedic Surgeons)

localizan los meniscos, dos estructuras asimétricas de fibrocartílago con forma de semicírculo ubicadas entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales, que incrementan el área de superficie articular y reparten lubricación (Panesso, Trillos y Guzmán, 2009). Tanto la cápsula articular como los meniscos, junto a las bursas, la membrana sinovial, los retináculos y los ligamentos componen el tejido blando que estructura la rodilla (Kapandji, 2011). De acuerdo a su disposición anatómica, los ligamentos estabilizan la articulación; mediolateralmente, con los ligamentos colateral lateral y medial, cuya función principal es resistir las fuerzas valguizantes generadas en la rodilla (Panesso et al., 2009); y anteroposteriormente, con dos ligamentos cruzados entre sí (Pabst y Putz, 2002), uno anterior que impide el deslizamiento hacia delante de la tibia respecto al fémur y otro posterior, que tiene como objetivo primordial evitar el desplazamiento hacia atrás de la tibia respecto al fémur; y rotacionalmente de forma conjunta. Además, cabe destacar que alrededor de la rodilla se insertan los tendones de la mayor parte de los músculos implicados en la acción del pedaleo, donde actúan en el movimiento de flexo-extensión y rotación de la rodilla, que posee un funcionamiento particular y propio difícil de entender (Sanjuan-Cerveró, Jiménez, Gil, Sánchez-Rodríguez y Fenollosa, 2005). Estos músculos que movilizan la articulación son; el recto femoral, extensor de la rodilla; y el semimembranoso, semitendinoso, recto interno, bíceps femoral, sartorio y tensor de la fascia lata como mecanismos de la flexión. En lo que respecta a la rotación interna, el recto interno es el principal encargado, mientras que en la rotación externa, el sartorio y el bíceps femoral son los músculos que mayor activación muestran (Gilroy et al., 2008).

Las patologías en la rodilla del ciclista son muy comunes. En un estudio reciente, de 42 lesiones por sobrecarga registradas en el miembro inferior, el 36.9% afectaron a la rodilla (De Bernardo Tejedor, 2013) (Tabla 1.2). Esta articulación es la que mayor carga de trabajo soporta y a más microtraumatismos se somete durante la acción del pedaleo, señalándose una frecuencia de gonalgia del 20-40% según la intensidad de la actividad (Mandrourkas, Angelopoulou, Christoulas y Vrabas, 2000). Las lesiones más frecuentes en la rodilla del ciclista son: las tendinosas, producidas por microdesgarros de las fibras de colágeno del tendón afectado, y la condropatía femoropatelar, originada por presiones sobre el cartílago rotuliano (Commandré et al., 1987). Referente a las tendinopatías en el deporte del ciclismo, localizamos las que afectan al aparato extensor y al rotador. Las tendinopatías del aparato extensor de la rodilla del ciclista, que incluye el tendón del cuádriceps y de la rótula, son: la tendinitis rotuliana, la afección de los alerones rotulianos, y la rótula astada. Las tendinopatías de los rotadores, que contienen a los tendones de los músculos isquiosurales, del recto interno y del sartorio, frecuentes en el ciclismo, son: la tendinopatía de la pata de ganso, la tendinitis del bíceps crural, el síndrome de la cintilla iliotibial y la tendinopatía del poplíteo.

Tabla 1.2. Lesiones por sobreuso de las extremidades inferiores en el ciclismo, de un grupo de 66 ciclistas profesionales durante un periodo retrospectivo medio de 4 años, que afectaron a la rodilla.

| | TOTAL N (%) |
|------------------------------------|-------------|
| TENDINITIS ROTULIANA | 8 (12.3%) |
| TENDINITIS BÍCEPS CRURAL | 3 (4.6%) |
| SINDROME DE LA CINTILLA ILIOTIBIAL | 9 (12.8%) |
| CONDROPATÍA FEMOROPATERAL | 4 (6.1%) |
| TOTAL | 24 (36.9%) |

(Bernardo Tejedor, 2013)

Respecto a la condropatía femoropateral o condromalacia rotuliana, es la lesión por sobreuso más diagnosticada en la historia del ciclismo (Weiss, 1985; Schwellnus et al., 2005). La condromalacia afectó al 28.8% de las lesiones de rodilla registradas en los años 90 (Barrios et al., 1997). En la actualidad, sin embargo, los casos han descendido notablemente hasta el 6.1%. Aparece a consecuencia de una pérdida en las propiedades amortiguadoras y protectoras del cartílago que recubre las superficies óseas de contacto debido a una fricción mecánica que desencadena en bursitis. Los síntomas presentan dolor de rótula, sensación de roce y pinchazos al hacer fuerza sobre el pedal.

Entre las lesiones tendinosas, se destaca en la última década como la más común, las que afectan al tensor de la fascia lata (De Bernardo Tejedor, 2013), consolidándose como primera causa de dolor crónico lateral de la rodilla (Weiss, 1985; Schwellnus et al., 2005). El aumento de esta afección entre estudios similares realizados en distinta época, 1983-95 (Barrios et al., 1995) y 2002-09 (De Bernardo Tejedor, 2013), es del 9%. Surge por un proceso inflamatorio de la cintilla iliotibial, con acumulación de líquido entre esta porción distal del tendón y el epicóndilo externo del fémur (Ekman, Pope, Martin y Curl, 1994), con controversia entre sus causas. Según diversos autores se origina a consecuencia de una fricción repetida con irritación mecánica persistente (Holmes et al., 1993; Farrell, Reisinger y Tillman, 2003) mientras que una visión más actual (Fairclough et al., 2007), asocia la patología a una compresión de la capa de grasa y tejido conectivo laxo que separa la cintilla iliotibial del epicóndilo externo. La sintomatología que presenta es un dolor en la cara externa de la rodilla.

La vía terapéutica más eficaz contra las lesiones es la preventiva. Una comprensión de los factores de la causa lesiva, nos puede ayudar a desarrollar medidas de prevención para poder disfrutar de los beneficios del deporte con mayor seguridad (Van Mechelen, Hlobil y Kemper, 1992; Hägglund, Waldén, Tilc y Prunad, 2010; Webborn, Willick y Emery, 2012).

1.2.4. Factores de riesgo lesivo de rodilla en el ciclismo.

Existe una amplia evidencia científica que sugiere que el sexo, la edad, el sobrepeso u obesidad, la baja condición física y una lesión previa, son los factores de riesgo intrínsecos más relevantes en la aparición de lesiones en la extremidad inferior generalmente en el deporte (Luukinen, Koski, Laippala y Kivela, 1997; Neely, 1998).

En cuanto a los factores extrínsecos más comunes se encuentran: los errores de planificación y programación del entrenamiento, y el gesto deportivo repetido basado en alteraciones morfológicas o biomecánicas (Wilber, Holland, Madison y Loy, 1995; Wanich, Hodgkins, Columbier, Muraski y Kennedy, 2007). En este último aspecto, a diferencia de la mayoría de modalidades deportivas, en el ciclismo existe un factor añadido que interactúa con el ciclista, la bicicleta, con la que forma un par indisoluble durante la práctica deportiva (Alvero, García y Carrillo de Albornoz, 2007) que puede producir alteraciones morfológicas en el sujeto por repetición de un gesto técnico específico, repetitivo, y altamente condicionado a un ajuste biomecánico (Wilber et al., 1995; Usabiaga et al., 1997). Por esta razón, existe un riesgo añadido de producirse determinadas lesiones originadas por un incorrecto ajuste de los elementos de la bicicleta (Wolchok, Hull y Howell, 1998; Gómez-Puerto et

al., 2008). Se justifica así que una de las principales estrategias para prevenir estas posibles lesiones sea mediante el análisis de patrones del movimiento del ciclismo (Zani, 1992; Sanner y O'Halloran, 2000; Bailey, Maillardet y Messenger, 2003).

Centrándonos en la rodilla, se destacan, como causa de sus diferentes fisiopatologías, las siguientes nociones biomecánicas: el movimiento natural limitado (Haushalter y Lang, 1987), la repetición gestual en el pedaleo microtraumatizante (Commandré et al., 1987; Bailey et al., 2003), y las elevadas presiones femoropatelares a las que está sometida (Commandré et al., 1987; Asplund et al., 2004). Por todo ello un gesto deportivo incorrecto ha de ser corregido mediante la adaptación de la bicicleta al morfotipo y a las peculiaridades físicas de cada ciclista (Gonzalez y Hull, 1989; Coyle et al., 1991), disminuyendo así el riesgo de lesión por sobreuso y además optimizando el rendimiento y el confort (Silberman et al., 2005).

1.3. POSICIONAMIENTO CORRECTO DEL TREN INFERIOR DEL CICLISTA

El principio fundamental de la colocación de un ciclista en una bicicleta es recordar que la bicicleta es ajustable, y el ciclista adaptable (Pequini, 2000; Burke, 2003). Referente a la posición correcta del tren inferior del ciclista en la bicicleta y tomando como criterio la economía del esfuerzo, las investigaciones biomecánicas plantean controversia (Shennum y de Vries, 1976; Nordeen-Snyder, 1977; Titlow, Ishee y Anders, 1986; Price y Donne, 1997; Mandroukas et al., 2000; Peveler, Breakers y Bishop, 2007; Peveler, 2008), aunque coinciden en que este posicionamiento y el confort, afecta al rendimiento, y especialmente en ciclistas no entrenados (Ashe et

al., 2003; Bini y Carpes, 2014). Más aceptada por la comunidad científica, en lo referente a la salud y prevención de lesiones del tren inferior, es la recomendación de un ángulo de flexión de rodilla de 25-35° en el punto muerto inferior de la fase de pedaleo medido de forma estática (Holmes et al., 1994) (Figura 1.5) o entre 30-40° si se valora en movimiento (García-Lopez et al., 2009). Este rango angular relativo de rodilla permite una descompresión adecuada de la articulación femorrotuliana, previniendo así posibles lesiones en esta región corporal. La configuración de los componentes de la bicicleta es esencial para conseguir que esta articulación de rodilla del ciclista se sitúe dentro de estos rangos recomendados (Kleinpaul, Mann, Diefenthaler, Pereira y Pivetta, 2010). Cada elemento de la bicicleta influye en mayor o menor medida sobre el otro, por lo que es necesario un análisis multivariable para conseguir un ajuste correcto adecuado a las características del deportista y la especialidad dentro del ciclismo (Vey-Mestdagh, 1998; Pequini, 2000; Burke, 2003; Silberman et al., 2005; Alencar y Matías, 2009; Ferrer-Roca, 2015).

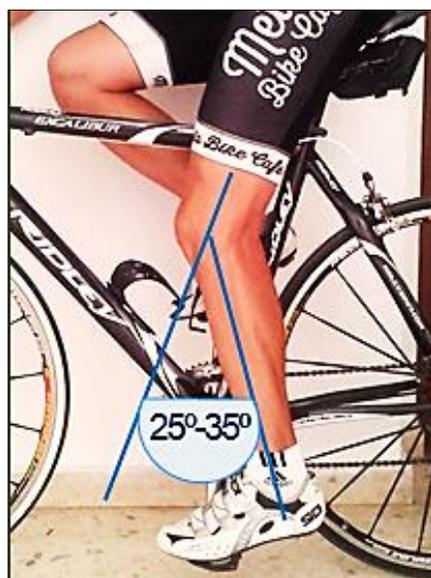


Figura 1.5. Ángulo de flexión de rodilla en el punto muerto inferior recomendado por Holmes et al. (1994).

1.3.1. Componentes mecánicos vinculados al ángulo de flexión de rodilla

El cuerpo del ciclista y la bicicleta se asocian en tres zonas denominadas puntos apoyo: las manos con el manillar, el periné con el sillín y los pies con los pedales. Las modificaciones entre las dimensiones de estos apoyos pueden modificar el ángulo de flexión de rodilla, por lo que centrarse en un único punto no se puede considerar correcto (Algarra y Gorrotxategi, 1996). Los componentes que influyen con sus medidas en este posicionamiento del tren inferior son:

-Tamaño del cuadro

Se entiende como tamaño del cuadro; al hablar de bicicletas de marco recto, con el tubo superior paralelo al suelo, a la distancia entre el centro del eje del pedalier y el centro de la confluencia de los tubos horizontal y del sillín (Figura 1.6A); y en el caso de bicicletas con el marco en *slooping*, con el tubo superior con ligera caída posterior, a la distancia horizontal entre centros de los tubos de la dirección y del sillín (Zani, 2010) (Figura 1.6B). El cuerpo del cuadro condiciona al resto de los componentes (Ferrer-Roca, 2015), e independientemente de ellos, no podrá adecuarse a un deportista que requiera otro tamaño (Peveler, 2009), por lo que es clave y necesario asegurar el tallaje correcto (McLennan y McLennan, 1991; de Mondenard, 1994; Asplund et al., 2004). La estimación mayormente aceptada para conocer la talla de marco adecuada desarrollada por el ingeniero Wilfried Hüggi, es el coeficiente dado por el cálculo del 65% de la altura de la entrepierna (Belluye y Cid, 2001; Zani, 2010). Sin embargo este coeficiente puede no ser totalmente exacto, ya que existen otras medidas que influyen, como por ejemplo la longitud de los antebrazos y la

flexibilidad del ciclista, o las innovaciones en las geometrías de los cuadros fabricados por las marcas.

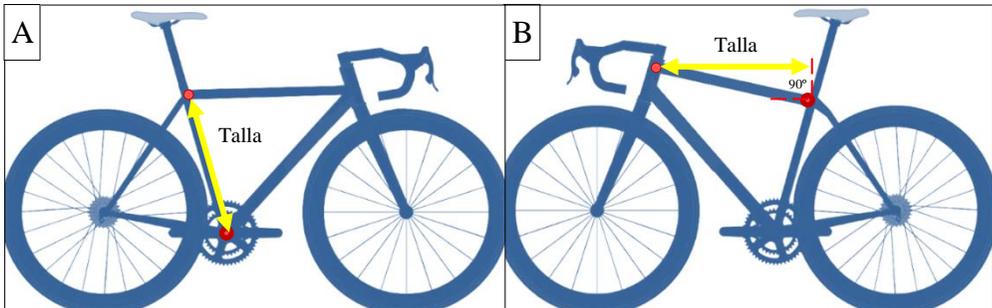


Figura 1.6. A) Talla de cuadro recto; B) Talla de cuadro con caída o “sloping”.

-Anclaje del pedal

Actualmente existen tres tipos de pedal; planos, donde el pie se apoya sin ningún tipo de anclaje; con rastrales, en el que la punta del pie se sitúa en un tope rígido mientras que el antepié queda fijado con una correa al pedal (Castellote, 1986); y automáticos, donde el pie se une al pedal mediante unos elementos, denominados calas, situados en la parte inferior de las zapatillas, que evitan la pérdida de fuerza en ciertos puntos de la fase del pedaleo (García-Lopez et al., 2009).

La colocación de esta cala influye en la acción del pedaleo, y en el ángulo de flexión de la rodilla (Ericson y Nisell, 1987). Debe ajustarse adecuadamente de manera que se mantenga una posición neutral del pie (Wanich et al., 2007). Su posición respecto a la zapatilla puede moverse en tres ejes, anteroposterior, mediolateral y rotacional (Figura 1.7). En

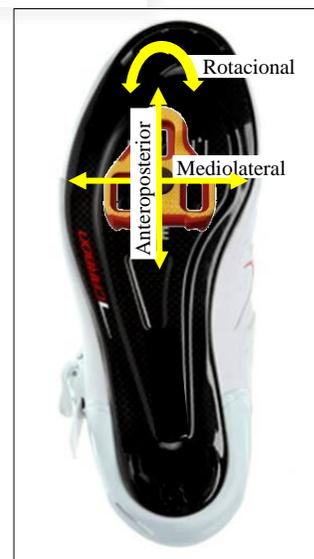


Figura 1.7. Ejes de movimiento de la cala.

referencia al eje anteroposterior la recomendación más habitual es un ajuste de la cala que haga coincidir el eje central del pedal con la cabeza del 1^{er} metatarsiano (Silberman et al., 2005; Wanich et al., 2007) (Figura 1.8). Para ello puede colocarse la parte posterior de la cala a una distancia, hallada al multiplicar la longitud de la zapatilla por la constante 0.43, medida desde la punta (Ramos-Ortega, 2009). Diferentes estudios se han centrado en la colocación de la cala por detrás de la primera cabeza metatarsofalángica sin obtener diferencias significativas en la eficiencia (Van Sickle y Hull, 2007). Sin embargo, se ha demostrado que las presiones pico pasan a través de la cabeza del 1^{er} metatarsiano o en estrecha proximidad, proporcionando un fundamento lógico para utilizar esta referencia como apoyo (Sanderson y Cavanaugh, 1987).

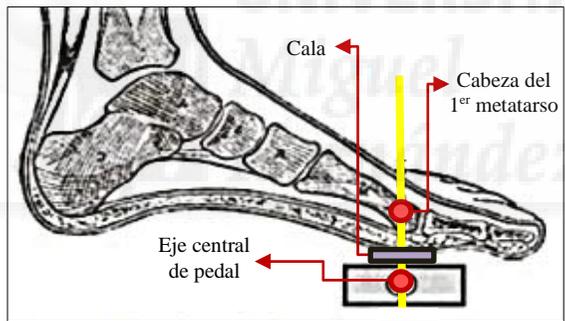


Figura 1.8. Ajuste anteroposterior de la cala.

En dirección mediolateral, la ubicación de la cala depende del factor Q. Este factor representa la distancia horizontal entre ambos pedales, medido desde el borde exterior de cada biela. Actualmente los factores Q estándar de las bicicletas se sitúan en torno a 150 mm. Pero estudios demuestran que este factor no dispone de una base biomecánica óptima en términos de confort o producción de energía y proponen la individualización de la medida mediante la fórmula:

$$Y = 0.569X + 114.74$$

Donde X corresponde a la distancia entre los maléolos internos de ambos pies obtenida durante 5 s de marcha (Disley, 2013). Además, proponen reducir este factor estándar para mejorar la eficiencia mecánica bruta de la mayoría de ciclistas, aunque se debe tener en cuenta también que un estrechamiento excesivo de este factor puede conllevar lesiones asociadas (Silberman et al., 2005; Zani, 2010). En lo que respecta a la colocación de las calas se recomienda realizar la resta entre la longitud biileocrestal y el factor Q medido desde los centros de cada pedal, y dividir el resultante entre dos. En el caso de hallarse un número igual a cero el posicionamiento de la cala en su eje mediolateral será centrado. Si se hallase un número por debajo de cero esta cifra se utilizaría para mover la cala en el eje mencionado hacia el exterior. En caso opuesto, se transportaría la cifra resultante hacia el interior. Con ello se busca una alineación entre el centro articular de la rodilla y la cabeza del 2º metatarsiano, acercando o alejando con la ubicación de la cala la distancia entre ambos pies, personalizando el ajuste a las características de la anchura pélvica del ciclista. El mayor problema de esta propuesta es que muchas calas imposibilitan el movimiento mediolateral, debiendo ceñirse así al factor Q del fabricante. En casos extremos, existe la posibilidad de introducir espaciadores, conocidos como *knee-savers* que pueden aumentar la distancia entre los pies en 50-60 mm, pero no reducirla.

En el posicionamiento rotacional de la cala no hay unos criterios científicos aceptados (Ramos-Ortega, 2009). Según datos registrados por el Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, se hallan movimientos de rotación externa de $1.33 \pm 0.15^\circ$, (Ramos-Ortega, 2009). La mayoría de calas que encontramos en el mercado nos dan la posibilidad de

un movimiento rotacional mínimo de 4.5° y máximo de 9° . Por lo tanto, el objetivo principal en modificar la cala será disipar cualquier tensión perjudicial fruto de una rotación externa natural del pie mayor a la que nos permite la cala en una posición de 0° , modificando la rotación de la misma hacia el interior de la zapatilla.

-Longitud de biela

La longitud de biela es la distancia existente entre ejes de pedal y pedalier, la cual determina el brazo de palanca de la pedalada del ciclista (Figura 1.9). Este elemento transmite la fuerza ejercida por el ciclista sobre el pedal al sistema de transmisión, que a su vez la traslada a la rueda trasera de la bicicleta dando lugar al movimiento. Se encuentra en diferentes dimensiones en el mercado, oscilando de 160 a 185 mm, siendo las más comunes 170, 172.5 y 175 mm (Peveler, 2009). Existen estudios varios sobre la elección de una u otra medida en función de variables antropométricas del deportista, como la talla, su extensión interna de la extremidad inferior, su longitud de muslo o su longitud de pierna (Zani, 2010; Too, 1990; Vey-Mestdagh, 1998; Too y Landwer, 2000; Belluye et al., 2001; Martin y Spirduso, 2001).

La elección de una u otra longitud es motivo de controversia, sin existir en la actualidad un consenso sobre los parámetros base por los que decantarse. Ciclistas que prefieren empujar engranajes

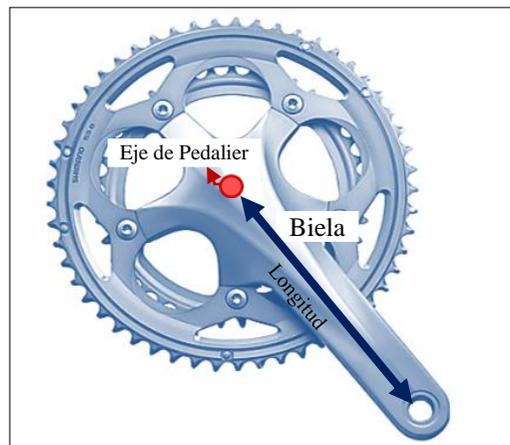


Figura 1.9. Longitud de biela.

más duros a cadencias más bajas, suelen optar por bielas más largas, mientras que aquellos que buscan mantener altas revoluciones de ciclo de pedal, tienden a escoger manivelas más cortas (Peveler, 2009). Además de las peculiaridades del ciclista, factores como el terreno o las resistencias, tienden a variar la elección de la biela, la cual está directamente relacionada nuevamente con la cadencia (Hull y Gonzalez, 1988; Kyle, 1994; Morris y Loderee, 1997; Ryschon, 1994), variable que podría ser indicativa de una correcta elección. La longitud de la biela también puede afectar a aspectos fisiológicos como el consumo máximo de oxígeno, o la potencia según varios autores (Klimt y Voigt, 1974; Too et al., 2000; Ettema y Loras, 2008; Candotti et al., 2009; Barratt, Korff, Elmer y Martin, 2011; Martin y Spirduso, 2001). En disconformidad, otros estudios defienden que no existe relación entre la medida de la biela y la potencia producida (Martin, Malina y Spirduso, 2002; Tomas, Ross y Martin, 2010; Barratt et al., 2011) o el gasto energético (Morris et al., 1997; McDaniel, Durstine, Hand y Martin, 2002). Lo que sí se observa, en cuanto a aspectos biomecánicos, es que la longitud de biela está vinculada a cambios en la cinemática (Ferrer-Roca, Roig, Galilea y Garcia-Lopez, 2012) que pueden modificar la flexión de la rodilla (Peveler, 2009). Esto podría afectar al gasto energético y al patrón de activación muscular de la extremidad inferior por cambios en la técnica de pedaleo (Mileva, Green y Turner, 2004; Candotti et al., 2009; Ettema et al., 2008; Blake, Champoux y Wakeling, 2012). Un prototipo actual de pedal y biela conjunta que cambia su longitud siendo máxima durante la fase de empuje y mínima durante la recuperación, ha demostrado mejorar la eficiencia (Zamparo, Minetti y di Prampero, 2002) lo que a nuestro entender, explica que la dimensión de la biela puede beneficiar o perjudicar en función del momento del ciclo de pedal al

rendimiento. Buscar un equilibrio o introducir este prototipo de pedal-biela podría ser una opción razonable. Martin et al. (2001) proponen, valorando la influencia de la longitud de biela sobre el rendimiento, una medida de longitud de biela en función de la longitud de la extremidad inferior o en función de la longitud de la tibia:

$$\text{Longitud de Biela (mm)} = 0,2 * \text{Longitud de extremidad inferior (cm)}$$

$$\text{Longitud de Biela (mm)} = 0,41 * \text{Longitud de Tibia (cm)}$$

-Altura del sillín

La altura del sillín es posiblemente el ajuste más importante de la bicicleta. En su posicionamiento radica la mayor parte de lesiones del tren inferior de los ciclistas (Mellion, 1991; Holmes et al., 1994; Burke, 2003; Peveler y Green, 2011) y su vinculación con la optimización del rendimiento está claramente demostrada en la literatura científica (Hamley y Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977; Mandroukas, 1990; Wozniak, 1991; Too et al., 2000; Martin et al., 2001; Wanich et al., 2007; Peveler et al., 2007; Peveler, 2008; Peveler et al., 2011). Se conoce como altura del sillín, a la distancia entre el centro del eje de pedalier y la parte más alta del asiento, siguiendo el tubo de unión entre ambos (Figura 1.10). Sus modificaciones afectan a la activación muscular (Houtz y Fischer, 1959; Mileva y Turner, 2003; Sanderson y Amoroso, 2009) y principalmente a los ángulos articulares de rodilla y tobillo (Nordeen-Snyder, 1977; Rugg y Gregor, 1987; Ericson, Nisell y Németh, 1988; Sanderson et al., 2009; Bini, Tamborindéguy y Mota, 2010; Vrints, Koninckx, Van Leemputte y Jonkers, 2011; Bini, 2012). Existe una única altura de sillín óptima para cada

persona, por lo que los ajustes de este componente mecánico han de personalizarse a las características del ciclista. Actualmente no hay un consenso para determinar esta posición óptima del sillín. Su medida se ha estimado en base a la potencia, al consumo de oxígeno, a la eficiencia o al gasto calórico en múltiples estudios (Hugh-Jones, 1947; Houtz et al., 1959; Shennum et al., 1976; Nordeen-Snyder, 1977; Gonzalez et al., 1989; Price et al., 1997; Peveler, 2008; Peveler et al., 2011) sin obtenerse un método definitivo aceptado. Se conoce que un descenso del sillín genera un aumento moderado de las fuerzas de compresión femoropatelar, mientras que un aumento provoca una crecida de las fuerzas anteriores tibio-femorales (Bini, 2012). Durante años se han utilizado métodos, algunos sin base científica, para alcanzar la altura del sillín más favorable. Se detallarán en un apartado posteriormente.

-Retroceso del sillín

El retroceso del sillín es la longitud horizontal entre una vertical trazada que pasa por el centro del pedalier y la punta del sillín (Figura 1.10). Cualquier cambio en la posición anteroposterior del asiento puede modificar los ángulos de las articulaciones del tren inferior, especialmente

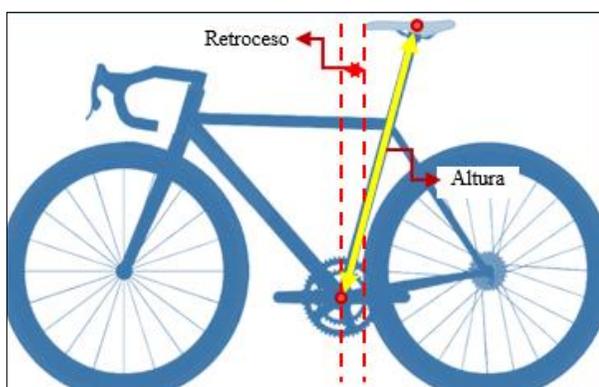


Figura 1.10. Altura y retroceso del sillín.

de la rodilla. Existe mucha variabilidad de opiniones entre autores sobre su posicionamiento adelantado o atrasado, según se sitúe la cara anterior de la rótula respecto al eje del pedal en el punto más horizontal de su fase de empuje. Según investigaciones una colocación más avanzada ejerce mayor potencia sobre el pedal pero la articulación femoropatelar sufre mayor tensión y pierde eficacia en el pedaleo (Hayot, Decatoire, Bernard, Monnet y Lacouture, 2012; Menard, Domalain, Decatoire y Lacouture, 2016). En cuanto a la economía del esfuerzo, existe controversia. Algunos estudios defienden que el retroceso del sillín no parece ser influyente en sus distintas situaciones sobre el consumo de oxígeno (Van-Sickle et al., 2007). Mientras que otras investigaciones afirman que posiciones más adelantadas del sillín disminuyen el volumen de oxígeno en comparación a posiciones más retrasadas (Heil, Derrick y Whittlesey, 1997; Price et al., 1997). Respecto a la efectividad del pedaleo varios estudios no encontraron efectos concluyentes en los cambios del retroceso (Korff, Fletcher, Brown y Romer, 2011; Bini, Hume y Kilding, 2014), a excepción de la investigación de Menard et al. (2016) que aumentó los índices de eficiencia del pedaleo con un sillín retrasado. En lo referente a la activación muscular, parece ser que la actividad del bíceps femoral disminuye significativamente con un posicionamiento adelantado del sillín (Ricard, Hills-Meyer, Miller y Michael, 2006), mientras aumenta la actividad muscular del recto femoral (Silder, Gleason y Thelen, 2011). Lograr el máximo equilibrio entre potencia y resistencia podría ser un buen indicador de posicionamiento del retroceso del sillín. La colocación más estandarizada es la posición neutral (Holmes et al., 1994; Vey-Mestang, 1998) denominada con las siglas anglosajonas KOPS (*knee over pedal spindle*; rodilla sobre el eje del pedal), donde la cara anterior de la rótula

se sitúa perpendicular al eje del pedal en el punto anteriormente citado (Baker, 2002; Burke, 2003) (Figura 1.11). En el argot ciclista, se ha utilizado mucho también para determinar el retroceso, la colocación del antebrazo y la mano extendida desde la punta del sillín hasta el centro de la potencia del manillar, pero esta maniobra no tiene fundamentación científica, pues el retroceso del sillín viene determinado por las demandas del tren



*Figura 1.11. Método KOPS.
(Peveler, 2009)*

inferior y no del superior. Cabe destacar que la normativa de la Unión Ciclista Internacional (UCI, 2017) contempla como obligatoriedad el situar la punta del sillín como mínimo 5 cm detrás de una vertical que pase por el eje del pedalier, exceptuando por motivos morfológicos aquellos ciclistas que necesiten reducir esta distancia, siempre y cuando la parte más adelantada de la rodilla no supere horizontalmente el eje del pedal, lo que habrá que tener en cuenta siempre que se posicione a un ciclista de competición.

-Inclinación del sillín

La inclinación del sillín puede afectar al posicionamiento del tren inferior. Un sillín inclinado puede dar lugar a una excesiva presión sobre las regiones sensibles de la pelvis, afectando a la comodidad, necesaria para mantener una técnica correcta de pedaleo, que tiene relación directa con el rango angular de rodilla (Davis et al., 1981). Por otra parte, un sillín con

inclinación negativa tiende a deslizar al ciclista hacia delante, modificando así los ángulos articulares. Esta inclinación negativa del sillín no ha de exceder los 10° según diferentes estudios (Salai, Brosh, Blankstein, Oran y Chechi, 1999; Rasmussen, Torholm y Zee, 2009). Normalmente suele situarse en un posicionamiento horizontal, con una inclinación de 0°. Para el ciclismo competitivo la declinación del sillín máxima será de 3° por la normativa UCI.

-Potencia, altura y anchura del manillar

La posición del tronco influye en la musculatura de la cadera, y como una cadena cinética en su movimiento, entre los que se entiende la flexión y extensión de la extremidad inferior (Savelberg, Van de Port y Willems, 2003). Las demandas del tren superior son atendidas por la configuración del manillar y la longitud de la potencia. La postura del tronco tiene una gran influencia en la resistencia contra el aire. Cuanto más se aleje de la verticalidad, flexionando el tronco, más se reducirá el área frontal proyectada del ciclista, que se beneficiará de mayor ventaja aerodinámica (García-López et al., 2009), aunque perderá en seguridad y confort (Mellion, 1994; Richmond, 1994; Ashe et al., 2003). Hallar el equilibrio entre estos factores adecuándose a los requerimientos y características del ciclista es el objetivo de ajuste del considerado tercer punto de apoyo.

La longitud de potencia es la distancia entre el centro de la abrazadera del manubrio y el centro de la dirección (Figura 1.12). Se recomienda utilizar potencias cuya longitud esté dentro del rango entre 9 y 12 cm, para no alterar la estabilidad de la bicicleta en su conducción (Asplund et al., 2004; Peveler, 2009). Según las normas UCI, en el ciclismo de competición

todo el manillar debe hallarse detrás del eje de la rueda delantera, con una tolerancia de 5 cm.

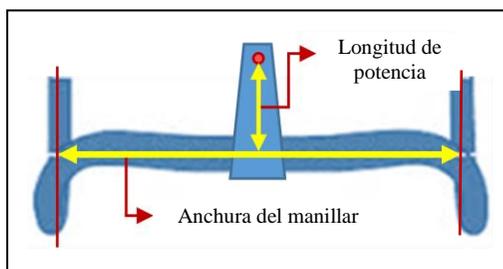


Figura 1.12. Longitud de potencia y anchura de manillar.

La anchura del manillar es la longitud existente entre la parte inferior de los tubos del manubrio, de centro a centro (Figura 1.12). Existe controversia entre dos vertientes, las que proponen un manillar ancho que supere la distancia entre hombros, que mejore maniobrabilidad de la bicicleta y la respiración del ciclista, y las que apuestan por un manillar estrecho por debajo de la longitud inter acromial, que optimice la aerodinámica y evite la rigidez provocada por una amplitud excesiva del manubrio. La mayoría de autores defienden una anchura de manillar equivalente a la distancia acromial (Vey-Mestdagh, 1998). Según la normativa de la UCI, la anchura del manubrio nunca será superior a los 50 cm y todo manillar deberá localizarse por delante del eje del tubo de dirección.

La altura del manillar es la distancia vertical entre sillín y manillar (Figura 1.13). Cuanto mayor sea la diferencia, siempre entendiendo que el manillar se sitúe por debajo del sillín, mayor será el ángulo de curvatura torácica, el cual parece encontrarse en torno a 36° en el agarre del manillar intermedio (Muyor, Lopez Miñarro y Alacid, 2011), según la flexibilidad del ciclista. La normativa UCI, limita la posición del manillar a la distancia entre la altura

del sillín, y la línea horizontal que une el segmento superior de las ruedas (Figura 1.13).

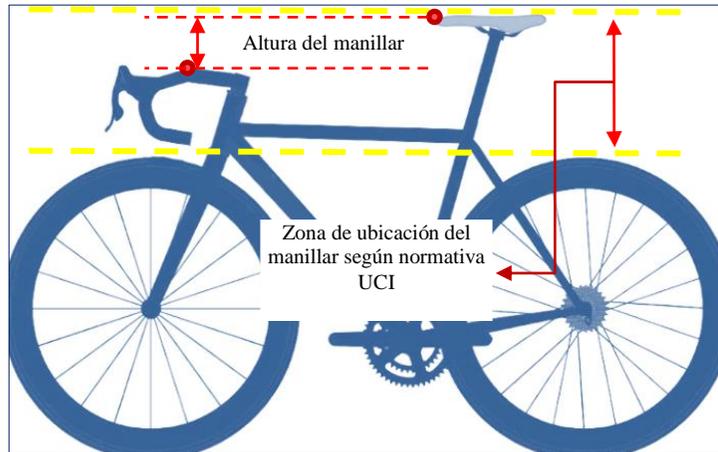


Figura 1.13. Altura del manillar y su zona de colocación según normativa UCI.

Como dicen Bini et al. (2014): el buen ajuste de estas variables condicionará el patrón de las fuerzas aplicadas al pedal, el patrón de reclutamiento muscular, el gasto energético, las fuerzas de arrastre aerodinámicas, la posible aparición de lesiones por sobreuso y la comodidad en el pedaleo.

1.3.2. Relación entre los elementos de la bicicleta y las patologías de la rodilla del ciclista.

Sabemos que existe una relación directa entre las lesiones por sobrecarga y la colocación de los componentes de la bicicleta, ya que estos condicionan en gran parte el patrón de movimiento repetitivo del ciclista. A continuación, detallamos las patologías más frecuentes de la rodilla, asociadas a determinados ajustes de los elementos de la bicicleta (Tabla 1.3).

TABLA 1.3. RELACIÓN ENTRE LESIONES DE RODILLA Y REGLAJES DE LA BICICLETA.

| PATOLOGÍA DE LA RODILLA | COMPONENTE MECÁNICO RELACIONADO | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS |
|------------------------------------|---|---|
| CONDROPATÍA ROTULIANA | -Altura de sillín muy baja. -Retroceso de sillín insuficiente. | -Baker, 2002. |
| SÍNDROME DE LA CINTILLA ILIOTIBIAL | -Altura de sillín muy elevada. -Retroceso de sillín excesivo. -Rotación interna de calas incorrecta. | -Dettori et al., 2006. -Baker, 2002. -Holmes et al., 1993. |
| TENDINITIS ROTULIANA | -Altura de sillín muy baja. -Retroceso de sillín insuficiente. -Rotación de calas incorrectas. | -Dettori et al., 2006. -Burke, 2003. -Baker, 2002. |
| TENDINOPATÍA DEL POPLÍTEO | -Altura de sillín muy elevada. -Separación de talones pronunciada. | -Baker, 2002. |
| TENDINOPATÍA DE LA PATA DE GANSO | -Estrecha distancia entre los talones. | -Baker, 2002. |
| TENDINITIS DEL BICEPS CRURAL | -Altura de sillín muy elevada. -Retroceso de sillín excesivo. -Desalineación de la extremidad inferior. | -Baker, 2002. |
| TENDINOPATÍA AQUÍLEA | -Altura de sillín elevada. -Pie retrasado sobre el pedal. | -Kukadia, Zamfir, Arealis, Ahwood y Karagkevrekis, 2015. -Silberman et al., 2005. -Baker, 2002. |
| TENDINOPATÍA DEL TIBIAL ANTERIOR | -Altura de sillín elevada. | -Silberman et al., 2005. -Baker, 2002. |

1.4. SISTEMAS DE AJUSTE DE SILLÍN EN EL CICLISMO

Actualmente, existen diversos métodos para determinar la altura correcta del sillín, pero faltan estudios que les aporten validez externa. Estos métodos se diferencian según la técnica que emplean en; métodos estáticos: antropométricos o de goniometría estática; y métodos dinámicos: por fotogrametría bidimensional o tridimensional.

1.4.1. Métodos estáticos

Los métodos estáticos están caracterizados por valorar el posicionamiento del ciclista sobre la bicicleta sin que exista la acción del pedaleo. Son los más utilizados por su bajo coste, rápida configuración y gran popularidad adquirida en el argot ciclista, a pesar de que no resultan ser los más válidos (Farrell et al., 2003; Ferrer-Roca, Roig, Galilea y Garcia-Lopez, 2011; Bini, 2012; Peveler, Shew, Johnson y Palmer, 2012; Vallés-González, López-Valenciano y Elvira, 2014; Fonda, Sarabon y Li, 2014). Entre los métodos estáticos encontramos en la literatura científica: los métodos antropométricos, basados en operaciones matemáticas donde se multiplica una constante por determinadas longitudes corporales (Garcia-Lopez y de Galdeano, 2009), relacionando el resultado con la altura óptima del sillín; y los métodos de goniometría estática, fundamentados en la medición de rangos articulares de segmentos corpóreos inmovilizados (Burke, 2002), que en concreto para la ubicación correcta del sillín, analizan el ángulo articular de la rodilla.

El método antropométrico ha sido el más utilizado en investigaciones sobre altura de sillín y rendimiento. Ferrer-Roca (2015) en una amplia revisión de la literatura científica, destaca que durante las 4 décadas anteriores a 2007, todos los estudios utilizaron este método para normalizar la altura del sillín en sus ensayos. Entre los métodos antropométricos más utilizados en el ciclismo no profesionalizado se encuentran: el método Lemond (Lemond y Gordis, 1987), que calcula la altura del sillín multiplicando la longitud interna de la extremidad inferior (Figura 1.14A), entrepierna, por 0.883 y trasladando su resultado al segmento comprendido entre el centro del pedalier y la parte alta del asiento en el centro de su sujeción por la tija (Figura 1.14C); el método de Belluye y Cid (Belluye et al., 2001), que realiza el mismo procedimiento del método Lemond recomendando una constante distinta de 0.885; el método de Price y Donne, (Price et al., 1997), que varía el segmento corporal referencia de las anteriores metodologías, utilizando la altura trocántrea, considerada como la distancia desde el trocánter mayor femoral al suelo (Figura 1.14B). Este método defiende una altura del sillín comprendida entre el 96-100% de la altura trocántrea; el método propuesto por Gonzalez y Hull afina entre 97-98% de la altura trocántrea (Gonzalez et al., 1989); mientras que Rankin y Neptune proponen 102% (Rankin y Neptune, 2010); el método Hamley (Hamley et al., 1967), que halla la altura del sillín multiplicando la extensión interna de la extremidad inferior por 1.09 y transportando su resultado al segmento comprendido entre el centro del pedal, situado perpendicular al tubo vertical del sillín

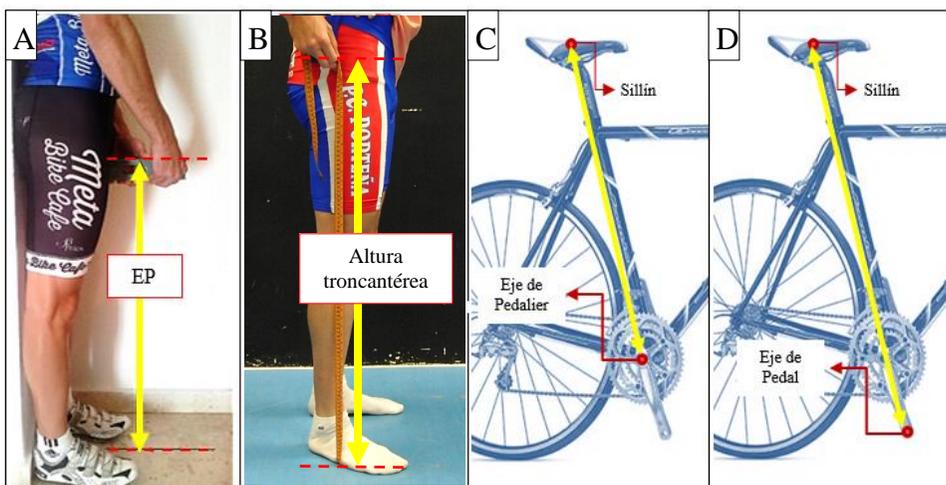


Figura 1.14. A) Longitud interna de la extremidad inferior; B) Altura trocantérea; C) Distancia entre el eje del pedalier y la parte alta del asiento; D) Distancia entre

actuando como una amplificación del caño, y la parte alta del asiento en el centro de su sujeción por la tija (Figura 1.14D); el método Nordeen-Snyder (Nordeen-Snyder, 1977), que utiliza el mismo mecanismo del método Hamley estableciendo una constante distinta de 107.1% de la altura de la entrepierna; otro método más actual propone una altura relacionada con el 103-104% (Shennum et al., 1996); el método de la punta del pie (Baker, 2002) (Figura 1.15A), sin base científica ni autor reconocido, cuya elevación del asiento se sitúa lo más alta posible hasta que el ciclista solo pueda tocar el suelo con las puntas de los dedos de ambos pies; el método del talón (Peveler, Bishop, Smith, Richardson y Whitehorn, 2005) (Figura 1.15B), sin base científica ni autor reconocido, que propone que el sillín debe alzarse de forma que estando el ciclista sentado sobre él, con las rodillas extendidas, el talón llegue a contactar con el centro del pedal, estando la biela en paralelo al tubo vertical del sillín. Las diferencias en la morfología

del cuerpo, concretamente en el tren inferior, varían entre ciclistas, por lo que es imposible singularizar una fórmula de altura del sillín adecuada para todos (Sanner et al., 2000).

El método de goniometría estática aparece como alternativa al método antropométrico. Obtiene una altura del sillín que ofrece un determinado

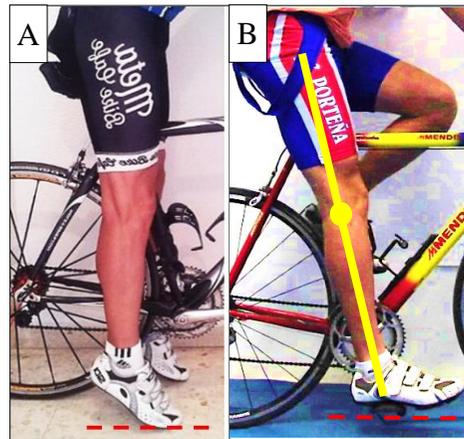


Figura 1.15. A) Método del pie;
B) Método del talón.

ángulo de flexión de la articulación de la rodilla cuando el pedal se encuentra más cercano al suelo, en el punto muerto inferior del ciclo del pedaleo (Figura 1.16). Concretamente entre 25-35° es el rango angular de flexión de rodilla considerado saludable (Holmes et al., 1994) recomendado en la literatura científica (Vey-Mestang, 1998; Burke, 2003; Peveler et al., 2005). Además, diversos estudios indican que superar los 35°



Figura 1.16. Goniometría estática. (Peveler, 2009).

de flexión articular de rodilla puede tener consecuencias negativas para la salud y la estabilidad de la rodilla (Peveler, 2009), y apoyan una altura de sillín que conlleve un ángulo articular de rodilla más cercano a 25° para mejorar el rendimiento aeróbico (Peveler, 2008; Peveler et al., 2011). También se estudian los grados de flexión de rodilla cuando la extremidad inferior se encuentra en el punto

muerto superior, opuesto al anteriormente comentado, donde dicha articulación ha de mantenerse por debajo de 115° (Vey-Mestang, 1998). Esta corriente de posicionamiento personaliza en mayor medida los ajustes en comparación al método antropométrico.

1.4.2. Métodos dinámicos

Los métodos dinámicos, se basan en estudios fotogramétricos de control de rangos de movimiento del comportamiento motor del ciclista (Silberman et al., 2005), a través de captura de imágenes de marcadores situados en referencias anatómicas palpables. En algunas publicaciones se les denomina métodos de goniometría dinámica, pero en realidad pueden medir otro tipo de magnitudes, no solo rangos angulares. Nos encontramos dentro de estos métodos fundamentados en grabaciones del movimiento con: métodos de fotogrametría bidimensional (Figura 1.17A), que realizan el análisis desde un único plano; y métodos de fotogrametría tridimensional, que trabajan con multiplanos (Umberger y Martin, 2001) (Figura 1.17B). En lo que respecta a la determinación de la altura del sillín,

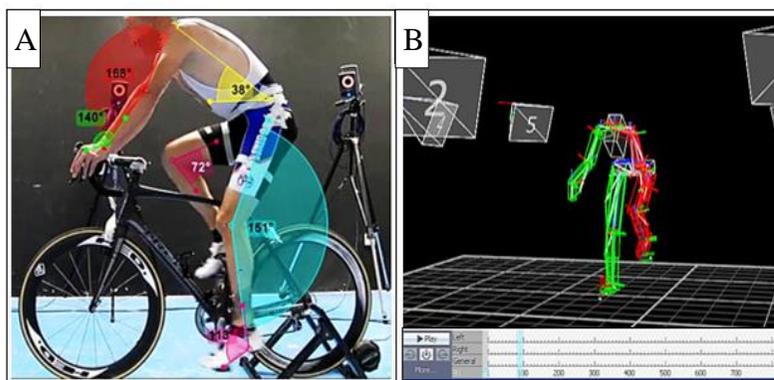


Figura 1. 17. Métodos dinámicos: A) Bidimensional; B) Tridimensional.

estos métodos buscan establecer un ángulo de trabajo de rodilla óptimo, en función del aprovechamiento de las fuerzas musculares y de las palancas óseas (Bini, Hume y Croft, 2011). Los sistemas de captura del movimiento en tres dimensiones, los más modernos y costosos del mercado, capacitados para registrar diversas variables de forma dinámica mediante múltiples cámaras que aportan mayor precisión y un estudio más completo.

1.4.3. Limitaciones de los diversos sistemas de ajuste de sillín en el ciclismo.

Entre los métodos estáticos, la goniometría individualiza mayormente el posicionamiento del sillín del ciclista, ubicando su altura en referencia a su ángulo de flexión de rodilla, mientras que el método antropométrico ofrece una misma altura de sillín para ciclistas con misma longitud de entrepierna y distinta dimensión del segmento femoral y tibial, además de ignorar una serie de variables importantes para un óptimo posicionamiento como el sexo, la edad, la flexibilidad, los objetivos, la experiencia deportiva, o la composición corporal entre otros. Un estudio comparativo demostró que el método antropométrico y el goniométrico estático no coincidían en un 63% de los casos analizados (Peveler, 2008; Peveler et al., 2007). El método antropométrico que más validez registró, fue el método del talón respecto al rango angular de flexión de rodilla propuesto por Holmes et al. (1994) de 25-35°, con un 70% de precisión. Analizando tres de los métodos antropométricos más populares, el

método pie, el método Hamley (Hamley et al., 1967) y el método Lemond (Lemond et al., 1987) en un estudio realizado en la Universidad Miguel Hernández de Elche se observaron limitaciones que afectan al posicionamiento del sillín (Vallés-González et al., 2014). El método del pie, asume que la caja del pedal está siempre a la misma altura del suelo, lo que conlleva un error añadido (Calvo-López, 2009), pues no todos los diseños de bicicletas tienen las mismas dimensiones para esta variable. El método Lemond, al igual que el anterior, no tiene en cuenta la longitud de la biela, por lo que su validez queda cuestionada; el método Hamley, al igual que los métodos anteriores ignora la dimensión del pie, el cual cobra un papel muy importante en la variación de los ángulos de rodilla (Gonzalez et al., 1989). Por lo tanto, ninguno de estos métodos parece presentar validez externa. El método Lemond y Hamley, siempre y cuando la biela se ajuste a los parámetros generalizados (Vey-Mestdagh, 1998) parecen no variar significativamente entre ellos (Peveler, et al., 2005; Vallés-González et al., 2014). Respecto a las limitaciones de la goniometría estática, cabe destacar que los ángulos nunca son iguales en la fase dinámica debido a la variabilidad inherente a los seres vivos, y es muy poco probable conseguir una exactitud en el rango angular de rodilla óptimo utilizando una medición estática. En estudios comparativos se observó que el ángulo de flexión de rodilla se subestimó 7-10° en comparación con métodos de fotogrametría bidimensional (Bini, 2012; Peveler, et al., 2012; Fonda et al., 2014; Ferrer-Roca, 2015). Entre las posibles causas de estos errores se halla: la basculación de la pelvis (Farrell, et al., 2003), la flexibilidad de los

isquiotibiales (Holmes et al., 1993), o la flexo-extensión del tobillo (Davis y Hull, 1981; Bolourchi y Hull, 1987; Peveler et al., 2012; Garcia-Lopez, Díez-Leal, Ogueta-Alday, Larrazabal y Rodríguez-Marroyo, 2016). No se puede situar la rodilla en unos parámetros sin atender a las demandas del movimiento del tobillo (Martin y Brown, 2009; Peveler et al., 2012), por lo que los métodos estáticos no parecen ser los más adecuados para lograr un posicionamiento fiable. Otro aspecto que consideramos negativo es el análisis del ángulo de rodilla cuando la biela se encuentra vertical en su posición más próxima al suelo, pues no siempre esta ubicación coincide con la mayor extensión de la articulación (Vallés-González et al., 2014) y por tanto puede ser una referencia que conlleve a errores. La extensión de rodilla se encuentra en la fase de empuje del ciclo de pedal entre 145-180° (Haushalter et al., 1985).

Con la aparición de los métodos basados en la fotogrametría se resuelven muchas de las limitaciones anteriores. Mediante la grabación de imágenes y su posterior análisis, se pueden hallar rangos angulares con bastante precisión. Como problema puede considerarse la lentitud de su proceso. La fotogrametría bidimensional es el método dinámico más extendido actualmente. Se reconoce como un sistema válido (Garrido Castro, Gil Cabezas, Santamaria Gómez y González Navas, 2014), a pesar de no disponer de la precisión que aporta la captura de imagen tridimensional. El sistema de dos dimensiones está limitado al análisis de un único plano, por lo que valorar las rotaciones de los segmentos influyentes en la articulación de la rodilla es imposible, como el

movimiento de aducción y abducción de la cadera, que hace que se aproximen o alejen las rodillas, aspecto crítico para la eficiencia del pedaleo (Ruby, Hull y Hawkins, 1992; Faria, Parker y Fria, 2005), o trabajar ambos lados del cuerpo en el plano sagital para abordar la más mínima irregularidad en la simetría física, la cual puede llevar a lesiones (Martins, Dagnese, Kleinpaul, Carpes y Mota, 2007). Aparte, la localización de los centros articulares, que representan los límites de los segmentos corporales, también presenta un conflicto añadido al ser difícilmente estimados, lo que puede conllevar a una menor precisión del estudio. Como ejemplo destacado, se suelen utilizar modelos simplificados que sitúan la cadera en el plano sagital coincidiendo con el trocánter mayor del fémur (Peveler et al., 2005; Moore, Hubbard, Schwab, Kooijmanb y Petersona, 2010; Ferrer-Roca et al., 2011), y esta parte de la epífisis del hueso fémur no suele coincidir con su parte del cartílago articular, el cual sí podría entenderse como eje de rotación (Vallés-González, López-Valenciano y Elvira, 2016). Esto puede desplazar el ángulo de flexión de rodilla óptimo, dependiendo de la persona, entre otros rangos angulares que se toman a raíz de esta localización, como la inclinación del tronco. Al igual que la articulación de la cadera, el cóndilo femoral externo y el maléolo externo, zonas elegidas como centros de la articulación en distintas investigaciones no suelen coincidir con tal punto. Los sistemas de captura de imagen tridimensional, los más modernos y costosos del mercado, usados con modelos mecánicos que simplifican con más o menos detalle el cuerpo humano, mejoran considerablemente la fiabilidad y

validez de los anteriores métodos, resolviendo las limitaciones citadas, incluida la fotogrametría bidimensional (Vallés-González et al., 2016). Los métodos de fotogrametría tridimensional han demostrado su validez en comparación con radiografías y resonancia magnética, técnicas consideradas como referentes o *gold standard*. En un estudio actual donde se comparó el ángulo de rodilla descrito en el pedaleo, de forma continua y discreta, en los puntos superior, inferior, anterior y posterior del ciclo de pedal, entre un modelo simplificado como el usado en fotogrametría bidimensional, y un modelo completo tridimensional, se observaron diferencias significativas (Vallés-González et al., 2016) (Tabla 1.4).

Tabla 1.4. Media cuadrática del error entre el ángulo de rodilla con el modelo simplificado y con el completo, expresado en grados (Vallés-González et al., 2016).

| | <i>Error continuo</i> | <i>Error discreto</i> | | | |
|------------------|-----------------------|-----------------------|----------|----------|-----------|
| | | Inferior | Superior | Anterior | Posterior |
| <i>IZQUIERDA</i> | 5.6 | 7.2* | 4.1* | 5.9* | 6.9* |
| <i>DERECHA</i> | 6.8 | 8.3* | 5.3 | 7.1* | 7.0* |

*p<0.05

En estudios comparativos entre métodos tridimensionales utilizados en la investigación científica como el sistema Vicon, y otros utilizados para el ajuste de bicicletas como 3D Motion Analyzer, han determinado una alta fiabilidad con excelentes coeficientes de correlación intraclase para la mayoría de las variables cinemáticas (Bouillod, Costes, Soto-Romero, Brunet y Grappe, 2016). A pesar de ello, algunos autores han criticado constructivamente diferentes pruebas investigativas acerca de la biomecánica ciclista, por no ser pruebas concluyentes (Callaghan y Phil,

2005). Otros han determinado que los ciclistas presentan mayor eficiencia en rangos de movimiento articulares similares a los que utilizan habitualmente para entrenar (Cavanagh y Sanderson, 1986; Chapman, Vicenzino, Blanch y Hodges, 2009), coincidiendo en que el confort en el posicionamiento del ciclista en la bicicleta afecta a su rendimiento, especialmente en ciclistas no entrenados (Ashe et al., 2003). Ferrer-Roca (2015) cita que en la literatura se ha comparado la eficiencia aeróbica en posicionamientos de sillín preestablecidos, sin tener en cuenta la disposición preferida por los deportistas, cuestionando la validez ecológica de estos estudios. También hay que recalcar que el posicionamiento personalizado se hace en función a unos rangos angulares estandarizados, que se mueven en el caso de la rodilla alrededor de 10° , excesivamente amplios. Además, los estudios biomecánicos ofertados actualmente no suelen establecer pautas que pueden modificar el rango angular de la rodilla como: la intensidad y el volumen de la prueba del análisis, las cuales pueden modificar el patrón de movimiento del tobillo, bien sea por altos valores de potencia o por fatiga (Dingwell, Joubert, Diefenthaler y Trinity, 2008; Garcia-Lopez et al., 2009); la cadencia, que afecta a las articulaciones de la cadera y el tobillo significativamente, considerándose una frecuencia óptima de 70-110 rpm a una intensidad moderada (Hull y Jorge, 1985); y la técnica individual, la cual puede afectar al momento del pico máximo de fuerza aplicado contra el pedal, y a su estrecha relación con la flexo-extensión del tobillo descrita anteriormente.

1.5. PERSPECTIVA DE UN MODELO NUEVO DE AJUSTE DE LA BICICLETA

Con frecuencia, los ajustes de los componentes de la bicicleta todavía se realizan sobre la base de ensayo y error (Kleinpaul et al., 2010). Ajustes relativamente pequeños pueden afectar en el rendimiento de los deportistas (Diefenthaler et al., 2008), y causar determinadas lesiones por sobreuso (Wolchok et al., 1998; Gómez-Puerto et al., 2008). Son múltiples los estudios que hablan sobre la importancia de una altura del sillín de la bicicleta individualizada para cada ciclista, (Vey-Mestdagh, 1998; Pequini, 2000; Burke, 2003; Silberman et al. 2005; Alencar et al., 2008), pero sigue sin existir un consenso claro sobre este ajuste. A menudo, el posicionamiento incorrecto del ciclista viene causado por la falta de información sobre la manera correcta de ajustar la bicicleta a sus propias características (Martins et al., 2007). Parece ser que situar el asiento a una altura que permita que la flexión de rodilla se encuentre entre 25-35° en el punto muerto inferior de la fase de pedaleo es el criterio más aceptado, pero una variabilidad de 10° puede modificar la altura del sillín varios centímetros, por lo que sigue sin ser del todo eficaz. Además, si queremos medir la ubicación de la altura del sillín en torno a la optimización del rendimiento y la prevención de lesiones en el ciclista, podría ser más conveniente centrar el posicionamiento en el punto de máxima tensión femoropatelar, en la fase de empuje crítica de pedal, cercana a la posición de 90°, avanzada y horizontal de la biela (Bertucci, Ahlem y Polidori, 2012) y no en el punto muerto inferior.

Sabemos que existe una posición articular, dentro de la curva momento de fuerza/ángulo, donde se alcanza el pico máximo de fuerza (Delp y Maloney, 1993; Brockett, Morgan y Proske, 2001), denominado en la bibliografía científica como ángulo óptimo o ángulo de pico de torque (Rubio-Sobrino, Rodríguez-Casares, Aguado y Alegre, 2014). Este ángulo óptimo se obtiene a partir de test isométricos o dinámicos y puede ser modificado por factores como la intensidad, el volumen del ejercicio y la longitud muscular, además del modo y la velocidad de contracción. El ángulo óptimo es individual, y se conoce que en función del deporte practicado puede moverse en torno a unos rangos angulares (Brughelli, Cronin y Nosaka, 2009). Para poder utilizar este ángulo óptimo en el ciclismo es necesario realizar una serie de estudios metodológicos para garantizar medidas fiables y válidas. Primeramente hemos de encontrar una velocidad angular similar a la del pedaleo para realizar un test en el dinamómetro isocinético lo más ecológico posible. Se ha de comprobar que los datos registrados del ángulo óptimo de rodilla no varían significativamente en un determinado espacio de tiempo. También comprobar que estos ángulos del análisis cinético corresponden a los registrados por los instrumentos de medición cinemática. Y finalmente probar si realmente es beneficiosa esta nueva perspectiva de ajuste del tren inferior del ciclista.

1.6. OBJETIVOS DE LA TESIS DOCTORAL E HIPÓTESIS.

Conociendo todo este contenido, y observando vacíos con respecto a la elección de la altura de sillín correcta en el ciclismo, se origina esta tesis doctoral que tiene como objetivo general desarrollar una nueva perspectiva de ajuste del tren inferior del ciclista válida y fiable, que individualiza la medida de la altura del sillín de la bicicleta en relación al ángulo de pico de torque de rodilla, trasladándolo a la posición en la que la biela se encuentre en su fase de empuje a 90° (Bertucci et al., 2012). Para alcanzar este objetivo se programaron tres estudios, que componen los siguientes capítulos de la Tesis Doctoral. A continuación se detallan los títulos de los estudios con sus objetivos e hipótesis específicos.

Primer estudio: *Localización del centro articular de la cadera para el ciclismo: adaptación de un modelo mecánico convencional basado en marcadores externos.*

Objetivo 1

- Adaptar a las características del ciclismo un modelo mecánico convencional de la pelvis basado en marcadores externos para la localización del centro articular de la cadera.

Hipótesis

- La adaptación al modelo mecánico para calcular el centro articular de la cadera es útil para ser usado sobre la bicicleta.

Segundo estudio: *Fiabilidad y validez de la dinamometría isocinética para obtener el ángulo óptimo de la musculatura extensora de la rodilla aplicado al ciclismo.*

Objetivo 2

- Comprobar la fiabilidad de un test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla en su aplicación en ciclismo.

Hipótesis

- El test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla es fiable para ser utilizado en el ciclismo.

Objetivo 3

- Medir la validez de la medición de los ángulos óptimos de extensión de rodilla obtenidos por la dinamometría isocinética respecto a los adquiridos por la fotogrametría tridimensional.

Hipótesis

- El test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla es suficientemente válido comparado con el sistema de fotogrametría tridimensional.

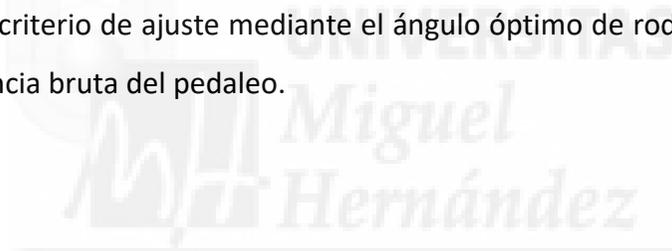
Tercer estudio: *Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista basado en el ángulo óptimo de extensión de rodilla.*

Objetivo 4

- Evidenciar si existe mejora en la eficiencia mecánica bruta entre el posicionamiento óptimo del ciclista utilizando su ángulo de pico de torque de rodilla, y su posición preferida.

Hipótesis

- El método de posicionamiento del tren inferior del ciclista según nuestro criterio de ajuste mediante el ángulo óptimo de rodilla, aumenta la eficiencia bruta del pedaleo.





CAPÍTULO II

ESTUDIO 1. LOCALIZACIÓN DEL CENTRO ARTICULAR DE LA CADERA PARA EL CICLISMO: ADAPTACIÓN DE UN MODELO MECÁNICO CONVENCIONAL BASADO EN MARCADORES EXTERNOS



LOCALIZACIÓN DEL CENTRO ARTICULAR DE LA CADERA PARA EL CICLISMO: ADAPTACIÓN DE UN MODELO MECÁNICO CONVENCIONAL BASADO EN MARCADORES EXTERNOS

2.1. INTRODUCCIÓN

La biomecánica en el ciclismo está comprometida por los ajustes en las dimensiones de los componentes de la bicicleta. Adaptarlos para alcanzar un posicionamiento óptimo del ciclista, hasta que formen parte de su propio esquema corporal como elemento más de su anatomía y de sus patrones cerebrales de comportamiento motor, es su funcionalidad (Calvo-López, 2009). Para hallar esta postura ideal existen diferentes métodos, siendo aquellos que usan como referencia los ángulos formados por los segmentos corporales del deportista, los que ofrecen mayor seguridad en lo referente a salud y prevención de lesiones (Holmes, et al., 1994; Kleinpau et al., 2010). Para el registro goniométrico de forma dinámica, la captura de movimiento tridimensional es actualmente una de las técnicas más precisas. No obstante, la dificultad para localizar correctamente los centros articulares, utilizados como extremos de los segmentos corporales, genera problemas que pueden conducir a errores.

Concretamente en el deporte de la bicicleta, los ejes de referencia para hallar el ángulo de rodilla son de vital importancia. Este ángulo de rodilla es necesario para situar correctamente la altura del sillín, elemento del que surgen la mayor parte de las lesiones en los ciclistas por su incorrecto ajuste (Holmes et al., 1994; Wolchok, et al., 1998; Gómez-Puerto et al., 2008). Para ser medido con precisión es necesario ubicar los centros de la

articulación del tobillo (CAT) y de la cadera (CAC), que forman dos semirrectas con el punto que actúa de vértice, el centro articular de la rodilla (CAR) (Figura 2.1). Por lo tanto, una mala ubicación de estos centros conlleva a errores de medición que afectarán a la interpretación de la cinemática de la rodilla (Stagni, Leardini, Cappozzo, Grazia Beneditti y Cappello, 2000; Pohl, Lloyd y Ferber, 2010; Kainz, Carty, Modenese, Boyd y Lloyd, 2015), la cual puede influir en un incorrecto ajuste de la posición del ciclista aumentando así los riesgos de sufrir una lesión por sobreuso (Asplund et al., 2004; Dettori, et al., 2006; Fong et al., 2007).

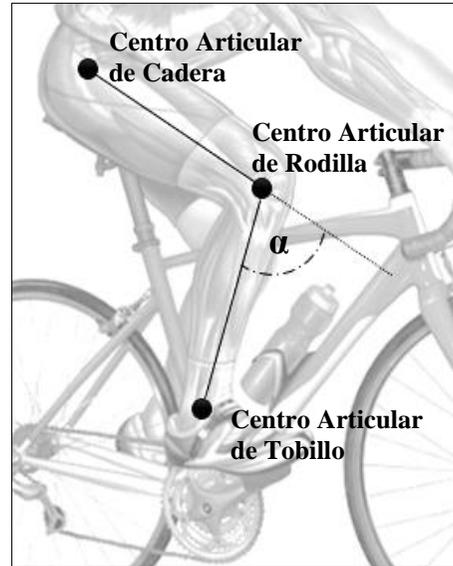


Figura 2.1. Ejes articulares referencia para el cálculo del ángulo de rodilla (α).

Debido a su ubicación, la localización del CAC es, en relación a las otras articulaciones de la extremidad inferior, especialmente compleja al quedar alejada de los puntos de referencia óseos palpables donde es más precisa la colocación de marcadores externos (Piazza, Okita y Cavanag, 2001). La importancia de conocer su situación ha sido justificada en varios estudios (Bell, Petersen, y Brand, 1990; Delp y Maloney, 1993; Kirkwood, Culham y Costigan, 1999; Holden y Stanhope, 2000; Stagni et al., 2000). Múltiples investigaciones se han centrado en fijar esta localización usando técnicas dispares, siendo la más precisa hasta el momento la imagen médica 3D mediante tomografía computarizada (Lenaerts et al., 2009), considerada en la actualidad, como el *gold standard*, con errores en las

reconstrucciones óseas inferiores a 1.6 mm (Viceconti, Zannoni, Testi y Cappello, 1999). Esta herramienta somete a los participantes a una exposición a la radiación ionizante que la hace perjudicial para la salud de los mismos. Por ello, existe la necesidad de encontrar otras opciones. La resonancia magnética es otra posible elección (Harrington, Zavatsky, Lawson, Yuan y Theologis, 2007), una técnica no invasiva que utiliza campos magnéticos para plasmar fotogramas con precisión, asociándose con un error de detección de marcas anatómicas menor a 1.5 mm (Jenkins, Harrington, Zavatsky, O'Connor y Theologis, 2003). En su contra, ambas técnicas son herramientas lentas, costosas y de disponibilidad habitualmente escasa en laboratorios biomecánicos (Kirkwood et al., 1999; Fieser, Quigley, Wyatt, Sutherland y Chambers, 2000; Camomilla, Cereatti, Vannozzi y Cappozzo, 2006), y además su utilidad se reduce al análisis de posiciones estáticas. El ultrasonido (Figura 2.2C), aún en estudio, se encuentra emergiendo y tiene potencial de convertirse en un método útil para sustituir a los procesos anteriores (Fieser et al., 2000; Barrett, Lichtwark, 2011; Kainz et al., 2015) hallando el CAC mediante imágenes tridimensionales obtenidas por ondas de ultrasonido con un error promedio de 4 mm en comparación con la resonancia magnética (Peters, Baker y Sangeux, 2010).

Como alternativas justificadas a estas prácticas aparecen dos aproximaciones (Scheys, Desloovere, Spaepen, Suetens y Jonkers, 2011), que reducen las limitaciones de coste y tiempo, y añaden la posibilidad de obtener datos en movimiento: los enfoques predictivos (EP) (Figura 2.2A), que ubican el CAC en relación a puntos anatómicos palpables mediante ecuaciones de regresión (Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern y Galante,

1980; Tylkowski, Simon y Mansour, 1982; Bell, Brand y Pedersen, 1989; Davis, Ounpuu, Tyburski y Gage, 1991; Vaughan, Davis y O'Connor, 1992; Seidel, Marchinda, Dijkers y Soutas-Little, 1995; Kirkwood et al., 1999; Harrington et al., 2007); y los métodos funcionales (MF) (Figura 2.2B), que localizan el eje de rotación entre el fémur y la pelvis, con el ajuste de un centro esférico fijado en la cadera tras la realización de movimientos amplios del muslo en los tres ejes, mediante puntos de referencia y algoritmos de cálculo complejos (Cappozzo, 1984; Holzreiter y Köhle, 1993; Shea, Lenhoff, Otis y Backus, 1997; Leardini et al., 1999; Piazza et al., 2001; Gamage y Lasenby, 2002; Marin, Mannel, Claes y Durselen, 2003; Siston y Delp, 2006; Erigh, Taylor, Duda y Heller, 2006).

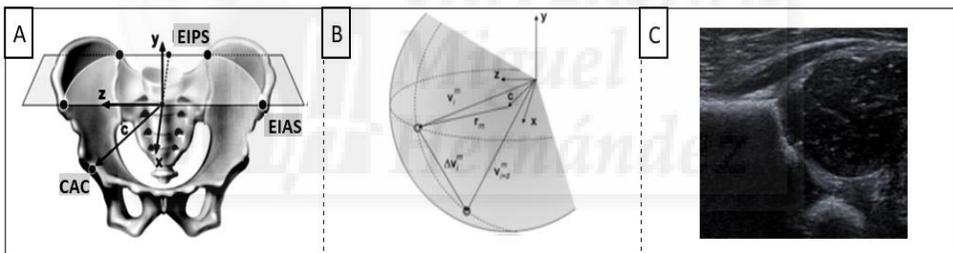


Figura 2.2. Técnicas de estimación del centro articular de cadera: A) Enfoque predictivo; B) Método funcional; C) Ultrasonido. (Modificado de Camomilla et al., 2005)

Entre los inconvenientes del EP se encuentran: las ecuaciones de regresión determinadas mediante el análisis de pelvis aisladas con una muestra pequeña (Seidel, Marchinda, Dijkers y Soutas-Little, 1995), o en seres vivos a través de imágenes internas obtenidas con alguno de los instrumentos comentados con anterioridad sobre muestras homogéneas en género y edad, raza o rasgos antropométricos (Andriacchi et al., 1980; Tylkowski et al., 1982; Bell et al., 1989, 1990; Davis et al., 1991); la simetría de la cadera y de las dos extremidades inferiores asumidas (Frigo y

Rabuffetti, 1998; Bouffard et al., 2012); la precisión del CAC que difiere entre estudios con un error medio estadístico observando en un rango de 25-30 mm (Leardini et al., 1999); y la colocación de los marcadores anatómicos que puede variar en función de la opinión de los expertos (Kang, Sadri, Mocozet, Magnenat-Thalmann y Hoffmeyer, 2002; Szczerbik y Kalinowska, 2011). Ejemplo de este último punto, es que en la actualidad, diferentes empresas que ofertan análisis biomecánicos de ciclismo, publicitados como los más avanzados y precisos del mercado, utilizan el trocánter mayor del fémur, como eje de giro de la cadera, enfoque que estudios posteriores a 1980 han demostrado que conduce a errores en la mayoría de sus aplicaciones (Cappozzo, 1991; Neptune et al., 1995) (Figura 2.3).

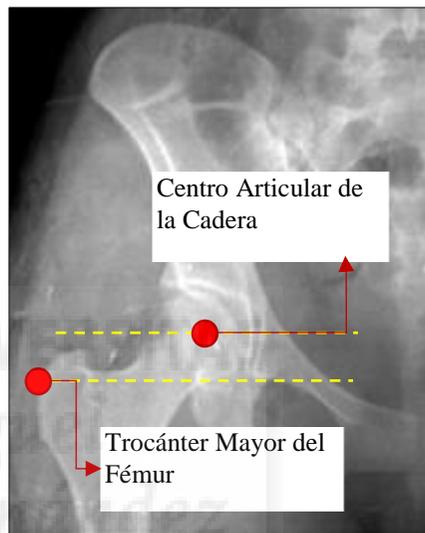


Figura 2.3. Centro articular de la cadera y trocánter mayor del fémur.

Como problemáticas del MF se hallan: las variaciones de ejecución motora que afectan a la precisión del CAC, y aún más cuando la acción está limitada por alguna patología presente en el sujeto experimental (Bell et al., 1990; Seidel et al., 1995; Kirkwood et al., 1999; Kang et al., 2002; Piazza et al. 2001; Piazza, Erdemir, Okita y Cavanagh, 2004); la asunción del acetábulo como una esfera perfecta hipotética (Camomilla et al., 2006) que algunos autores determinan como una forma conoide (Menschik, 1997; Kang et al., 2002); las diferencias significativas al utilizar los algoritmos de cálculo entre adultos y niños, que demuestran no ser fiables

(Assi et al., 2015); el posible desplazamiento de los marcadores fijados al tejido blando que puede conducir a errores en la localización (Upadhyaya et al., 2013); y la correcta selección y aplicación de los diferentes algoritmos existentes, divididos en técnicas de transformación (Siston et al., 2006) y técnicas de ajuste de esfera (Leardini et al., 1999), para lograr una mejor precisión en el estudio (Erigh et al., 2006; Kim y Jin-Uk, 2013).

Se han realizado investigaciones comparativas para valorar el método más fiable entre predictivos y funcionales para estimar el CAC, a través de: mediciones repetidas en sujetos (Bell et al, 1990; Shea et al., 1997; Leardini et al., 1999; Kirkwood et al., 1999; Fieser et al., 2000); muestras de caderas de cadáveres, donde cabe destacar que no se encontraron diferencias significativas entre hombres y mujeres (Seidel et al., 1995; De Momi et al., 2009; Lopomo, Sun, Zaffagnini, Giordano y Safran, 2010); radiografías (Fieser et al., 2000; Andersen, Mellon, Grammatopoulos y Gill, 2013; Bouffard et al., 2012); simulación computarizada (Gamage et al., 2002; Camomilla et al., 2006; Ehrig et al., 2006); y conexión mecánica (Piazza et al., 2001; Siston et al., 2006), donde se muestran diferencias dispares entre los resultados (Piazza et al., 2001).

Una revisión sistemática reciente que estudió 801 artículos, donde se identificaron 11 EP y 13 MF diferentes, sacó como conclusiones que el método de ajuste de la esfera geométrica y las ecuaciones de regresión de Harrington (Harrington et al., 2007), son el MF y el EP más precisos evaluados en vivo (Kainz et al., 2015).

En lo que respecta a la Sociedad Internacional de Biomecánica, se recomienda la utilización del MF de ajuste de la esfera geométrica para ser

utilizado en personas con suficiente rango de movimiento de cadera activa, y el EP de Harrington para pacientes sin suficiente rango de movimiento de cadera (Wu et al., 2002). Estudios de movimiento en diversos planos sugieren la utilización del MF para un mínimo de 60° de flexo-extensión y 30° de abducción-aducción de cadera. Durante la fase de pedaleo, la articulación coxofemoral del ciclista oscila en un recorrido angular de 55° a 110° en el plano sagital y aproximadamente de 10° en el plano coronal (Sayers, Tweddle, Cada y Wiegand, 2012). Conociendo estos datos, para el deporte del ciclismo, nos declinamos en nuestro estudio por la utilización del EP propuesto por Harrington et al. (2007) para hallar el CAC, por ser el único que no presentó diferencias significativas respecto a las resonancias magnéticas (Assi et al., 2015; Kainz et al., 2015), con errores promedio de localización de 9.2 mm en comparación con tomografía computarizada, solo entre 3 y 6 mm más de error que los métodos funcionales (Andersen et al., 2013), y por adecuarse a rangos angulares de cadera observados en el gesto ciclista.

El único inconveniente que encontramos en este enfoque para su uso en análisis biomecánicos en ciclismo es que la localización del CAC se basa en un modelo de cuatro marcadores pélvicos, situados en las espinas iliacas anteriores (EIAS) y posteriores (EIPS) de la parte superior de la pelvis, el cual denominaremos en este estudio como modelo pélvico tradicional (PT). Concretamente, los marcadores de las EIAS quedan frecuentemente ocultos a las cámaras en la mayor parte de los casos, por la propia inclinación del tronco hacia delante del posicionamiento normal del ciclista sobre la bicicleta y, en algunas ocasiones, por el pliegue graso del abdomen que tiende a tapar estos marcadores, lo que dificulta o

imposibilita la localización del CAC. Para solucionar este problema, planteamos la utilización de un nuevo par de marcadores que actúe de forma solidaria con el segmento pélvico, colocados lateralmente y en línea con las crestas iliacas, con lo que se facilita su localización por el sistema de captura del movimiento. A partir de estos marcadores y los de las EIPS, actuando a modo de *cluster* (conjunto de marcadores que se mueven de forma solidaria), se puede reconstruir la localización de los marcadores de las EIAS y así calcular la posición del CAC siguiendo el modelo de Harrington et al. (2007). Esta aproximación ya se ha utilizado con éxito en otros movimientos como la marcha (McClelland, Webster, Grant y Feller, 2010; Borhani, McGregor y Bull, 2013).

El objetivo del presente estudio es comprobar la validez de la medición del ángulo de rodilla en el pedaleo a partir de un modelo de pelvis que prescinda de los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores en los registros dinámicos, que denominaremos modelo pélvico ciclista (PC).

2.2. MÉTODO

Muestra

La muestra se compuso por un total de 20 participantes masculinos y 2 femeninas, practicantes de ciclismo recreativo habitual, físicamente activos y sin manifestaciones de dolencia diagnosticada ni intervenciones quirúrgicas que pudieran modificar los rangos angulares analizados (edad 30.4 ± 6.2 años; masa 71.8 ± 6.6 kg; talla 174.3 ± 6.1 cm). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo a su

colaboración, basado en las normas dictadas en la declaración de Helsinki, 1964, y sus revisiones de Tokio, 2004 (Asociación Médica Mundial, 2004).

Protocolo

El protocolo utilizado para el modo de registro de los diferentes datos conllevó un tiempo promedio de 45 min aproximadamente por participante. Se citó a grupos de 2 a 3 personas por día, a las 16:30 horas de la tarde en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Allí, debían acudir portando consigo vestimenta ciclista.

Para el análisis cinemático se utilizó el sistema VICON® MX T-10 (Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK) de captura de movimiento tridimensional controlado con el software Nexus® 2.3 (Figura 2.4). Se empleó un modelo compuesto por 18 marcadores esféricos reflectantes situados en ambas extremidades inferiores como se detalla más adelante.

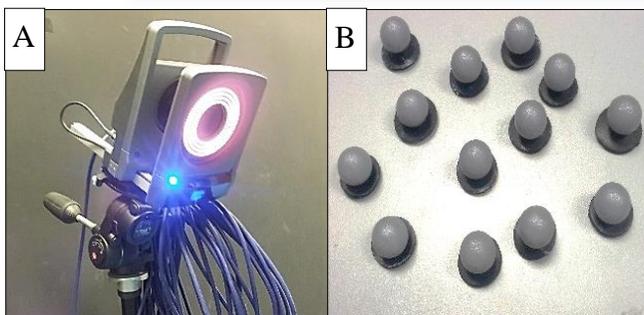


Figura 2.4. Sistema VICON® MX-T10:
A) Cámaras infrarrojos;
B) Marcadores reflectantes.

Se utilizó el sensor de cadencia y velocidad Blue SC Wahoo®, el rodillo con pontenciómetro Wahoo® KICKR Power Trainer validado por Zadow, Kitic, Wu, Smith y Fell (2016) y el software para el registro de datos Pefpro® por vía ANT+ y Bluetooth 4.0. Además se utilizó una bicicleta de ruta Ridley Excalibur con *slooping* (cuadro con caída) talla M, con una biela de 172.5

cm para personas con altura comprendida entre 170-178 cm y longitudes de entrepierna entre 80-90 cm.

El registro se dividió en 3 fases.

En la 1ª Fase, además de pasar el consentimiento informado, se explicó verbalmente el propósito de la investigación; se expusieron los diferentes instrumentos de medición; se habló sobre la importancia de la profesionalidad en su participación; y se recordó que la realización de las pruebas tenía un carácter voluntario y anónimo, manteniendo el derecho de renunciar a seguir en cualquier momento.

En la 2ª Fase, se realizaron mediciones antropométricas del ciclista (peso, altura y longitud interna de la extremidad inferior) y se ajustaron las medidas de la bicicleta, configurando los siguientes componentes mecánicos: altura, retroceso e inclinación del sillín. La altura del sillín fue colocada para aproximar un ángulo de rodilla en torno a 30° cuando el pie se encuentra en el punto muerto inferior del pedaleo, siguiendo las recomendaciones de diferentes estudios (Holmes et al., 1994; Peveler et al., 2005; Ferrer-Roca et al., 2012). El retroceso del sillín fue colocado utilizando el método KOPS (Holmes et al., 1994; Vey-Mestang, 1998). Por último el sillín se situó horizontalmente.

En la 3ª fase, se llevó a cabo el estudio dinámico tras un calentamiento en bicicleta de 10 min de duración con una potencia mantenida de 100 W y una cadencia controlada de 90 rpm. Posteriormente, se ubicaron los marcadores reflectantes de los dos modelos pélvicos, PT y PC (Figura 2.5) con los siguientes criterios comunes de colocación: en el 2º metatarsiano,

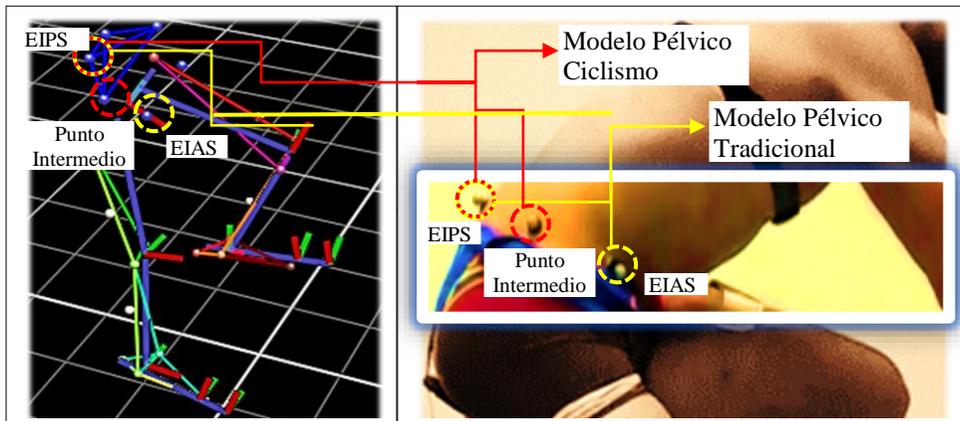


Figura 2.5. Captura de Imagen Tridimensional; Modelo pélvico tradicional: espinas iliacas superiores, anterior (EIAS) y posterior (EIPS); Modelo Pélvico Ciclismo: punto intermedio entre espinas superiores, y posterior (EIPS).

talón, maléolo externo e interno, cóndilo femoral lateral y medial y cresta ilíaca postero-superior de ambos lados. Los criterios diferenciadores entre modelos se centran en la situación de los marcadores pélvicos. Para el PT se ubicaron los marcadores en la EIAS, mientras que para el PC se ubicó un punto intermedio alineado entre EIAS y la EIPS.

En ambos modelos se utilizó; para el cálculo del centro articular de rodilla (CAR) el método transepicondíleo (Churchill, Incavo, Johnson, Beynnon, 1998; Asano, Akagi, Nakamura, 2005) basado en el punto central entre los marcadores colocados en los cóndilos femorales. Se utilizó el mismo método para hallar el centro articular del tobillo (CAT) a partir de los marcadores de los maléolos interno y externo (Figura 2.6).

La precisión en la medición del CAR es necesaria para la cinemática de esta articulación y de los modelos músculo-esqueléticos (Kim, Feng, Nha, Parque y Kim, 2015). Los estudios discrepan en la localización de este punto. Diversos autores defienden que el CAR se encuentra desplazado hacia el cóndilo medial, apoyados por datos anatómicos que sugieren que

éste tiene un mayor contacto que el lateral, además de un menisco con menor movilidad (Blaha, Mancinelli, Simons, Kish y Thyagarajan, 2003; Dennis, Mahfouz, Komistek y Hoff, 2005; Freeman y Pinskerova, 2005). En su contra, otras investigaciones contemplan que el CAR es muy dependiente de la actividad específica a la que se somete la articulación, y la cinemática de la rodilla debe describirse en el contexto de esta actividad (Lafortune, Cavanagh, Sommer y Kalenak, 1992; Koo y Andriacchi, 2008). Concretamente, en la marcha, concluyen que el centro articular se encuentra en el compartimento lateral (Koo et al., 2008). Por tanto, sabemos que el centro de la articulación de la rodilla es móvil y cambia durante la flexión (Robinson y Vanrenterghem, 2012), error que debemos asumir en el análisis.

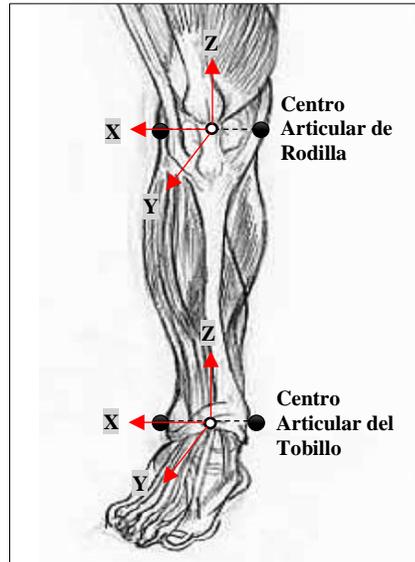


Figura 2.6. Modelos transepicondíleo e intermaleolar para localizar el centro articular de rodilla y tobillo, respectivamente.

Las investigaciones respecto al CAT son escasas a la hora de determinar la fiabilidad de los métodos para calcular su centro de rotación (Graydon, Fewtrell, Atkins y Sinclair, 2015). Estudios de análisis de movimiento convencionales definen el CAT como el punto medio intermaleolar, sin embargo, las investigaciones apuntan hacia una ubicación más distal (Bruening, Crewe y Buczek, 2008). Un método muy utilizado para el cálculo del CAT es el que usa el modelo Plug-in Gait (Kadaba et al., 1991) que mediante el diámetro entre los maléolos, un marcador ubicado en el

maléolo lateral y otro en la parte lateral de la pierna, estiman la localización del centro de rotación del tobillo. Un estudio reciente plantea un nuevo modelo que garantiza un menor error basando esta localización en el centro de dos marcadores colocados en el maléolo medial y lateral (Nair, Gibbs, Arnold, Abboud y Wang, 2010). Una investigación comparativa posterior obtuvo menor error en este método de dos marcadores que con otros MF (Graydon, et al., 2015). Apoyados en este estudio nuestro modelo se basará en la posición de dos marcadores, que registrarán el centro intermaleolar como centro de rotación del tobillo.

En segundo lugar se realizó un registro inicial estático para obtener la posición relativa de los marcadores EIAS respecto al segmento pelvis.

A continuación se realizaron las grabaciones en modo dinámico con el ciclista pedaleando de manera constante, con el tronco erguido con la finalidad de no ocultar los marcadores situados en las EIAS, controlándose las siguientes variables: la cadencia, que se fijó en 90 rpm (Hagberg, Mullin, Giese y Spitznagel, 1981; Neptuno y Hull, 1995), y la carga, que se estableció a una intensidad mantenida de 200 W. Se registraron 2 series de 15 s de duración.

Tratamiento de Datos

Los registros adquiridos se trataron para evitar posibles fallos por pérdida de marcadores reflectantes en algunas fases del pedaleo. De los dos ensayos efectuados en el análisis se escogió el que registraba menores huecos, los cuales eran rellenados utilizando las herramientas que proporciona el propio software de captura de imagen tridimensional

(Nexus 2.3). Cuando se hallaba un hueco de menos de 10 fotogramas dentro del recorrido cíclico de un marcador, se completaba siguiendo la trayectoria descrita por medio de funciones *spline*. Si por el contrario el marcador que se perdía no tenía un patrón de movimiento definido se ajustaba comparándolo con la trayectoria de algún marcador próximo que se moviera de forma solidaria.

A posteriori se realizaron los cálculos necesarios para reconstruir los marcadores EIAS según nuestro modelo PC. Se siguió el procedimiento descrito por Hamill, Selbie y Kepple (2014). Se creó el sistema de referencias local del segmento pelvis a partir de los marcadores medios y posteriores de la pelvis. El origen se encuentra entre los dos marcadores medios, el eje X en la dirección que une estos dos marcadores, el eje Y en la dirección que une el centro de las EIPS con el origen, y el eje Z perpendicular al eje X e Y (Figura 2.7).

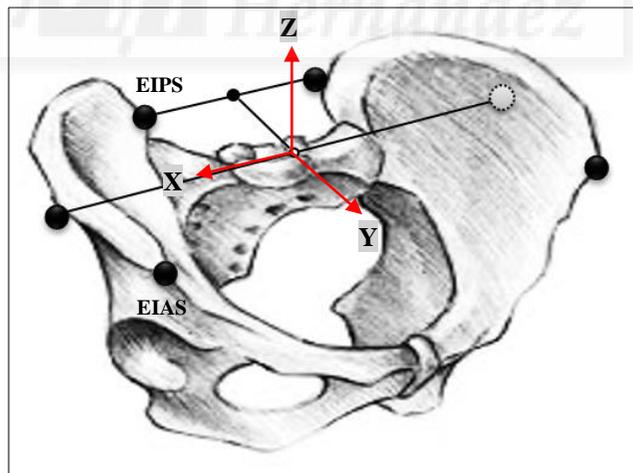


Figura 2.7. Modelo pélvico ciclismo.
EIPS: Espinas iliacas posterosuperiores.
EIAS: Espinas iliacas anterosuperiores.

A partir de estos tres vectores ortogonales se calcula la matriz R que permite transformar del sistema de referencias global (del laboratorio) al local de la pelvis. Finalmente se determina el vector de las EIAS respecto al sistema de referencias local de la pelvis, según la ecuación:

$$P' = R(P-O)$$

Donde P' es el vector del punto en coordenadas $x'y'z'$ respecto al sistema de referencias local de la pelvis; R es la matriz de rotación del sistema de referencias global al local de la pelvis; P es el vector del punto en coordenadas XYZ del sistema de referencias global; y O es el vector del origen del sistema de referencias de la pelvis en coordenadas del sistema de referencias global (Figura 2.8).

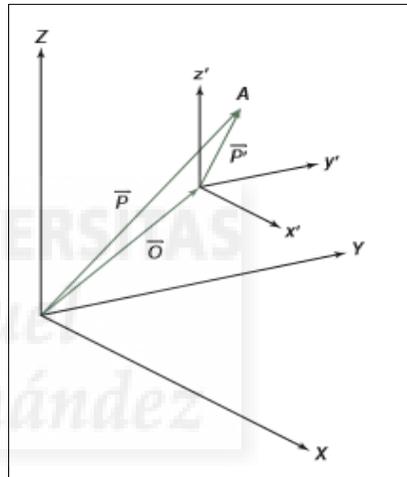


Figura 2.8. Sistema de referencias global (X, Y, Z) y local (x', y', z').

Una vez obtenido el vector de posición relativa de las EIAS en el registro estático, ya se puede reconstruir la posición de las EIAS en los registros dinámicos transformando la posición del sistema de referencias local al global, con la siguiente ecuación:

$$P=R'P'+O$$

Donde R' es la matriz inversa de R. Todos estos cálculos se realizaron programando en el lenguaje Bodybuilder propio de Vicon.

Se calculó la posición del CAC siguiendo el procedimiento de Harrington et al. (2007) utilizando los marcadores EIAS capturados directamente (modelo PT) y reconstruidos a partir del segmento creado con los marcadores laterales (modelo PC). El procedimiento utiliza las siguientes ecuaciones para calcular los vectores posición desde el origen de la pelvis:

$$X = -0.33 * InterASISDist + 7.3$$

$$Y = -0.24 * PelvisDepth - 9.9$$

$$Z = -(0.3 * InterASISDist - 10.9)$$

Donde X es el eje mediolateral, Y es el eje antero-posterior, Z es el eje vertical, *InterASISDist* es la distancia entre EIAS y *PelvisDepth* es la distancia entre la parte anterior y posterior de la pelvis. En el caso del eje X la ecuación representa el cálculo para el lado derecho, para el izquierdo se utiliza el mismo resultado pero con signo negativo.

Una vez obtenida la posición del CAC, se utilizó junto con el CAR para calcular el sistema de referencias local del muslo, definido en el eje X por la dirección entre los marcadores de los cóndilos femorales interno y externo, el eje Z entre el CAR, el CAC y el eje Y perpendicular al X y el Z. Por último, el sistema de referencias local del segmento pierna se definió en el eje X por la dirección entre los marcadores de los maléolos interno y externo, el eje Z entre el CAT y el CAR y el eje Y perpendicular al X y el Z.

Se calculó la matriz de rotación entre la pierna y el muslo, y con ella se calcularon los ángulos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa (Hamill et al., 2014). Todos estos cálculos se realizaron

programando en lenguaje Python 2.7, integrado en el entorno del software Nexus.

De los 15 s de registro, equivalentes a 22 ciclos completos, se descartaron las primeras y las últimas pedaladas, quedándonos para el análisis con los ciclos del 8 al 18.

Análisis Estadístico

Se compararon los modelos PT y PC en tres niveles a partir de las variables obtenidas con cada uno de ellos: la posición de los marcadores EIAS; la posición de los CAC calculados; y el ángulo de las rodillas. Se calculó la diferencia entre las series temporales de ambos modelos de forma continua mediante la media cuadrática de la diferencia.

Por su especial relevancia en el ciclismo, también se calcularon valores discretos del ángulo de rodilla en el punto muerto inferior del pedaleo y en la fase de empuje con el pedal a 90°, considerado punto aproximado de máximo empuje.

Los datos discretos se compararon mediante una prueba t de muestras relacionadas. También se calculó el tamaño del efecto mediante la g de Hedges, que reduce el sesgo por el número de sujetos, junto con sus límites de confianza al 95% (Lakens, 2013), determinando como significativamente diferente si el intervalo no cruza el cero.

Además, se utilizaron gráficos de Bland-Altman (Bland y Altman, 1999), un método de trazado de datos para comparar la concordancia de dos técnicas de medición, en nuestro caso del ángulo de rodilla del modelo PC

y PT registrados en el punto de máximo empuje y en el punto muerto inferior.

Adicionalmente, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson para valorar la intensidad de la relación entre los dos métodos (Bland y Altman, 2010) y el error técnico de la medida (TEM) en valor absoluto y relativo (Perini, de Oliveira, Ornelia y de Oliveira, 2005).

El análisis estadístico se realizó por medio de hojas de cálculo propias dentro del software Excel 2013 para Windows.

2.2. RESULTADOS

En la tabla 2.1 se pueden observar las diferencias encontradas en la comparación de las series temporales.

Tabla 2.1. Media cuadrática de las diferencias entre la posición de la espina iliaca anterosuperior, el centro articular de cadera, y el ángulo de rodilla de forma continua entre el modelo pélvico tradicional y el modelo pélvico ciclismo.

| | IZQUIERDA | | | DERECHA | | |
|--------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | X | Y | Z | X | Y | Z |
| Posición EIAS (mm) | 6.74 ± 3.85 | 4.68 ± 3.36 | 5.83 ± 5.14 | 6.01 ± 2.68 | 4.32 ± 2.98 | 7.16 ± 6.78 |
| Posición CAC (mm) | 2.58 ± 1.97 | 2.67 ± 2.78 | 3.93 ± 3.90 | 2.59 ± 1.50 | 2.11 ± 1.00 | 3.30 ± 3.15 |
| Ángulo Rodilla (°) | 0.29 ± 0.20 | 0.18 ± 0.12 | 0.29 ± 0.19 | 0.32 ± 0.22 | 0.18 ± 0.12 | 0.29 ± 0.17 |

EIAS: espinas iliacas anterosuperiores; CAC: centro articular de cadera. X, Y, Z: en las variables de posición representan las coordenadas espaciales; en el ángulo de rodilla representan los movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa respectivamente.

En la comparación de las series temporales entre los ángulos de rodilla descritos por ambos modelos se encontraron diferencias medias por debajo de 0.32°. En el posicionamiento del CAC las diferencias medias no superaron los 3.93 mm, mientras que para la ubicación de los marcadores de las EIAS no sobrepasaron los 7.16 mm.

En la tabla 2.2 se presentan las comparaciones entre los modelos PT y PC de forma discreta, en el punto estimado de máxima eficacia y el punto muerto inferior. No se encontraron diferencias significativas entre los dos modelos ni por medio de la prueba t ni con el intervalo de confianza del tamaño del efecto.

Tabla 2.2. Comparación de los dos modelos en las posiciones características del punto de máxima eficacia y el punto muerto inferior. Se presentan las medias y desviaciones típicas de los ángulos.

| | PT (°) | PC (°) | p | g [95% IC] |
|--------------|------------|------------|------|---------------------|
| I_PME | 65.0 ± 7.6 | 64.9 ± 7.5 | .363 | -0.01 [-.504, .486] |
| I_PMI | 37.6 ± 6.7 | 37.5 ± 6.8 | .456 | -0.01 [-.503, .487] |
| D_PME | 64.2 ± 8.4 | 64.1 ± 8.3 | .339 | -0.01 [-.521, .501] |
| D_PMI | 36.4 ± 7.4 | 36.4 ± 7.4 | .947 | 0.00 [-.512, .511] |

I: izquierda; D: derecha; PME: punto de máxima eficacia; PMI: punto muerto inferior; PT: modelo pelvis tradicional; PC: modelo pelvis ciclismo; p: significación estadística de la prueba t de muestras relacionadas; g: tamaño del efecto; IC: intervalo de confianza.

En la figura 2.9 se muestran los gráficos Bland-Altman que comparan ambos modelos para las variables del ángulo de rodilla en el punto de máximo empuje y el punto muerto inferior del ciclo de pedal. Se aprecia en todos los casos una diferencia media muy cercana a cero, lo que

muestra que los modelos son similares. Los intervalos de confianza al 95% se encuentran por debajo de 1° , lo que permite interpretar que existe un alto nivel de concordancia entre las dos medidas.

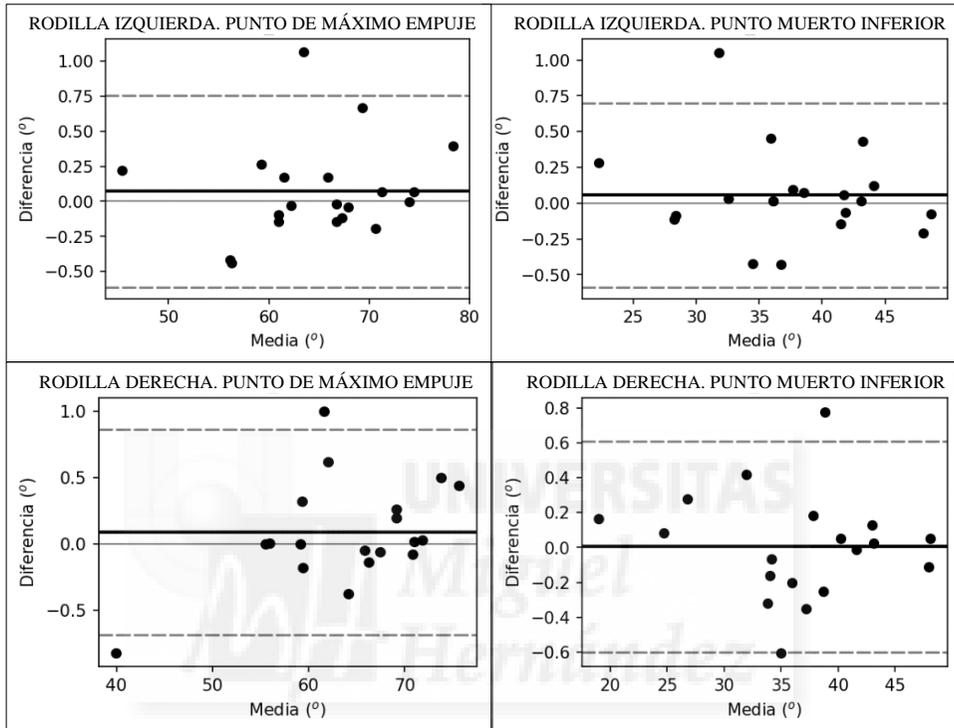


Figura 2.9. Gráfico Bland-Altman del ángulo de rodilla de ambas extremidades inferiores registrado en el punto de máximo empuje y el punto muerto inferior del ciclo de pedal.

Respecto al TEM (Tabla 2.3), los valores encontrados son muy bajos (inferiores a 0.28°), lo que significa un porcentaje inapreciable, inferior a 0.006%. Así mismo, el coeficiente de correlación muestra valores muy cercanos a uno, lo que indica una relación muy fuerte entre las dos medidas.

Tabla 2.3. Error técnico de la medida del ángulo de rodilla de ambas extremidades inferiores registrado en el punto de máximo empuje y el punto muerto inferior del ciclo de pedal en valor absoluto y en relativo.

| | I_PME | I_PMI | D_PME | D_PMI |
|----------------|-------|-------|-------|-------|
| <i>TEM</i> (°) | 0.244 | 0.228 | 0.277 | 0.210 |
| <i>%TEM</i> | 0.004 | 0.006 | 0.004 | 0.006 |
| <i>R</i> | 0.999 | 0.999 | 0.999 | 0.999 |

TEM: error técnico de la medida; r: coeficiente de correlación de Pearson; I: izquierda; D: derecha; PME: punto de máxima eficacia; PMI: punto muerto inferior.

2.4. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue desarrollar y probar un modelo pélvico tridimensional que sirviera de alternativa al modelo tradicional para su utilización en el ciclismo, dado que en este contexto los marcadores de las EIAS son difíciles de capturar. Este nuevo modelo propuesto demostró ser equivalente al tradicional desde todas las perspectivas en las que se ha analizado. En la comparación de las series temporales, el mayor error cuadrático medio de la posición de los marcadores EIAS es de 7.16 mm, el de la posición del CAC es de 3.30 mm y en el ángulo de la rodilla es de 0.32° en el movimiento de flexo-extensión. En cuanto a la comparación de los valores discretos, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas, los gráficos de Bland-Altman manifiestan alta concordancia entre las dos medidas, las correlaciones son prácticamente perfectas, lo que muestra una relación fuerte y los valores de TEM son muy bajos.

Tener un modelo para la pelvis adecuado es fundamental para poder obtener la posición del CAC, a partir del cual calcular el ángulo de rodilla, uno de los aspectos críticos para conseguir un posicionamiento adecuado del ciclista (Holmes et al., 1994; Vey-Mestang, 1998; Burke, 2003; Peveler

et al., 2005). Una de las grandes limitaciones de los métodos actuales de ajuste de bicicletas es la utilización de puntos óseos palpables, como centros articulares erróneos. Ejemplo de ello es el uso de la epífisis del hueso fémur estimada como equivalente al CAC (Cappozzo, 1991; Neptuno et al., 1995). Las nuevas tecnologías tridimensionales nos ayudan a calcular con mayor precisión estos ejes de giro de los diferentes segmentos corporales. En un estudio previo (Vallés-González et al., 2016), se realizó una comparación entre el método simplificado con el trocánter y el modelo pélvico de Harrington (Harrington, et al., 2007). Se observó que el modelo del trocánter sobreestimaba el ángulo articular de rodilla y debería emplearse con cautela al valorar la correcta posición del ciclista. Es por ello que el empleo de métodos de captura de imagen bidimensional para el posicionamiento del tren inferior del ciclista en la bicicleta, ampliamente utilizados a nivel comercial, ha de tener en cuenta sus limitaciones en busca de un ajuste óptimo. Este nuevo modelo pélvico planteado en esta investigación, que prescinde de los marcadores de las EIAS, los cuales pueden ocultarse por la grasa del abdomen o la posición sentada del ciclista sobre la bicicleta, y que añade dos marcadores en el centro entre las espinas ilíacas superiores anterior y posterior, ha sido trabajado en estudios similares con el objeto de ser aplicado a la marcha (McClelland et al., 2010). En ese caso se comparó con el modelo Plug-in Gait (Davis et al., 1991), y demostró ser válido. Estos autores encontraron unos valores de media cuadrática de las diferencias de 0.38, 0.76 y 0.39° en los movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa respectivamente (McClellan et al., 2010). En nuestro caso fueron de 0.32, 0.18 y 0.29° en los mismos movimientos, resultados muy similares a pesar de tratarse de habilidades distintas.

A pesar de ello, la comparación de este con el modelo Plug-in-gait puede replantear posibles errores, al no ser un modelo que haya demostrado tanta precisión en el cálculo del CAC, como otros modelos (Assi et al., 2015), destacando el modelo Harrington (Harrington et al., 2007).

Por contra, diferentes estudios encuentran en la utilización del MF mayor precisión de localización del centro articular de rodilla que en los EF (Erigh et al., 2007; Schache, Baker y Lamoreux, 2006; Yin et al., 2015), por lo que sería conveniente en futuras investigaciones comprobar la diferencia entre métodos para la estimación del centro articular de la rodilla para el deporte del ciclismo, ya que la ubicación de dicho centro es variable según el tipo de actividad que se desarrolle (Lafortune et al., 1992; Koo et al., 2008).

En conclusión el nuevo modelo pélvico sugerido por nuestro grupo de trabajo para su aplicación en el ciclismo ha demostrado ser válido. Se recomienda para los análisis de biomecánica ciclista con fotogrametría tridimensional la utilización del PC, para hallar el CAC con mayor precisión. Futuras líneas de investigación podrían validar este modelo comparando en población de hombres y mujeres, y con otras poblaciones que utilizan la bicicleta de forma recreativa y se podrían beneficiar de un ajuste correcto, como personas con cierto sobrepeso en las que los marcadores laterales de la pelvis podrían verse sometidos a mayores oscilaciones durante el pedaleo. También se podría validar en otras disciplinas deportivas donde los marcadores situados en las EIAS sean ocultados por la posición, la morfología o el gesto a analizar del deportista.



CAPÍTULO III

ESTUDIO 2. FIABILIDAD Y VALIDEZ DE LA
DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA PARA OBTENER EL
ÁNGULO ÓPTIMO DE LA MUSCULATURA EXTENSORA
DE LA RODILLA APLICADO AL CICLISMO



FIABILIDAD Y VALIDEZ DE LA DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA PARA OBTENER EL ÁNGULO ÓPTIMO DE LA MUSCULATURA EXTENSORA DE LA RODILLA APLICADO AL CICLISMO.

3.1. INTRODUCCIÓN

El ciclismo es un deporte cíclico en el cual se repite constantemente un gesto técnico. Este patrón gestual, aparte de factores que pueden alterarlo como la técnica, la fatiga, la intensidad o el volumen (Dingwell et al., 2008; Garcia-Lopez et al., 2009), está condicionado a los elementos que conforman la bicicleta (Wilber et al., 1995; Usabiaga et al., 1997). Las distancias entre los tres puntos de apoyo del ciclista sobre la máquina, pie-pedal, periné-sillín y manos-manillar, son esenciales para los rangos de movimiento considerados saludables que han de describir los segmentos corpóreos durante la acción del pedaleo. Por tanto, es necesario tener en cuenta la adaptación biomecánica de la bicicleta a las características del ciclista con el fin de mejorar el rendimiento, prevenir lesiones y favorecerse de su práctica saludable (González et al., 1989; Coyle et al., 1991; Zani, 1992; Wolchok et al., 1998; Sanner et al., 2000; Bailey et al., 2003; Gómez-Puerto et al., 2008). A este respecto, existen multitud de estudios que refrendan y certifican la relación entre la posición sobre la bicicleta y la ganancia obtenida (Hamley et al., 1967; Nordeen-Snyder, 1977; Mandroukas, 1990; Yoshihuku y Herzog, 1990; Wozniak, 1991; Holmes et al., 1994; Too et al., 2000; Martin et al., 2001; Wanich et al., 2007; Peveler et al., 2007; Peveler, 2008; Peveler et al., 2011). Como ejemplo; Coyle et al. (1991) afirman que las diferencias entre contrarrelojistas en la distancia de 40 km, no solo se deben a factores fisiológicos sino también posturales; y González et al. (1989), establecen

que la capacidad para generar potencia en ciclismo está influenciada por la adaptación antropométrica del ciclista a su bicicleta. Las posiciones altas sobre el sillín en este último aspecto, son reconocidas como más eficaces en la generación de potencia, aunque solicitan en exceso la musculatura posterior del muslo, que puede derivar en sobrecargas de isquiotibiales, tendinopatías de bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso (Rankin et al., 2010; Vrints, Koninckx, Van Leemputte y Jonkers, 2011). En cambio las posiciones bajas afectan al movimiento de la articulación de la rodilla, comprometiendo la correcta intervención mecánica del grupo muscular de este segmento corporal, produciéndose posibles lesiones por sobrecarga del cuádriceps, tendón cuadriceps, rótula o tendón rotuliano (Vrints et al., 2011). Encontrar la posición más equilibrada es una finalidad del ajuste biomecánico, que puede hacerse mediante la observación del movimiento de las articulaciones del deportista (Too, 1990).

Para entender la biomecánica ciclista es importante tener en cuenta todas las fuerzas presentes durante el pedaleo: resistivas y propulsivas (Ferrer-Roca, 2015). Siempre que la fuerza propulsiva sea mayor que la resistiva se producirá una aceleración. La fuerza resistiva que impide el avance podemos dividirla en: resistencia de rodadura y resistencia aerodinámica (Bini, Hume, Croft y Kilding, 2013). Pedaleando en terreno llano a velocidades superiores a 32 Km/h, aproximadamente el 90% de las fuerzas resistivas corresponden a la resistencia aerodinámica (Kyle y Burke, 1984). Las pérdidas por rozamiento de rodadura están por debajo del 10% de la potencia total desarrollada a velocidades superiores a 40 km/h (Di Prampero, 2001). Para avanzar en contra de estas resistencias se ejerce fuerza en el pedal, que a su vez la transmite, mediante los elementos

mecánicos de la bicicleta a la rueda trasera, haciéndola girar hacia delante. Esta fuerza aplicada en el pedal que produce el ciclista genera una fuerza resultante, que podemos descomponer tomando como referencia la posición del pedal para facilitar su análisis en: fuerzas normales, anteroposteriores y mediolaterales. Mientras que la fuerza mediolateral no contribuye a la propulsión de la bicicleta (Bini, 2013), las fuerzas normales componen el grueso de esta fuerza resultante. La fuerza resultante aplicada al pedal y su orientación respecto a la biela, es transformada en fuerza resultante aplicada a la biela, que a su vez se descompone en: fuerza efectiva o perpendicular y fuerza inefectiva o paralela. Esta fuerza efectiva es la que mueve la cadena de propulsión de la rueda trasera de la bicicleta y podría verse afectada por la intensidad de la carga (Zameziati, Mornieux, Rouffet y Belli, 2006), la cadencia de pedaleo (Patterson y Moreno, 1990), la posición del cuerpo, (Diefenthaler et al, 2006), la fatiga (Diefenthaler, Bini, Carpes y Vaz, 2012) y la destreza o experiencia del ciclista (Sanderson, 1991). La efectividad de la fuerza del pedal se define como la relación de la fuerza efectiva y la fuerza resultante aplicada al pedal (LaFortune y Cavanagh, 1983) (Figura 3.1).

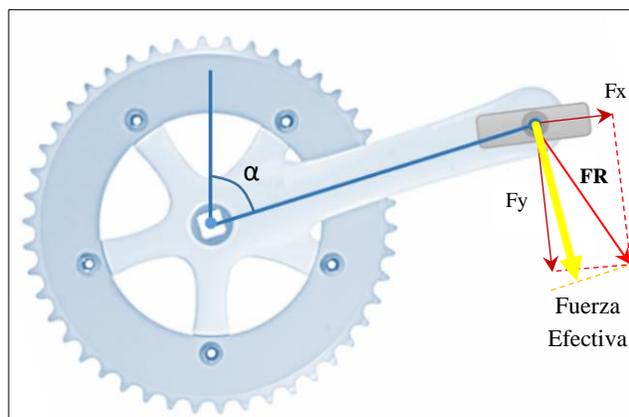


Figura 3.1. Fuerza resultante (FR) de las fuerzas normal (F_y) y anteroposterior (F_x) aplicadas al pedal y fuerza efectiva aplicada a la biela.

Durante la fase de pedaleo se diferencian dos fases: de impulso, que va desde aproximadamente 0° hasta 180° del pedaleo, y de recobro, que va desde 180° hasta 360° del pedaleo (Garcia-Lopez et al., 2016) (Figura 3.2).

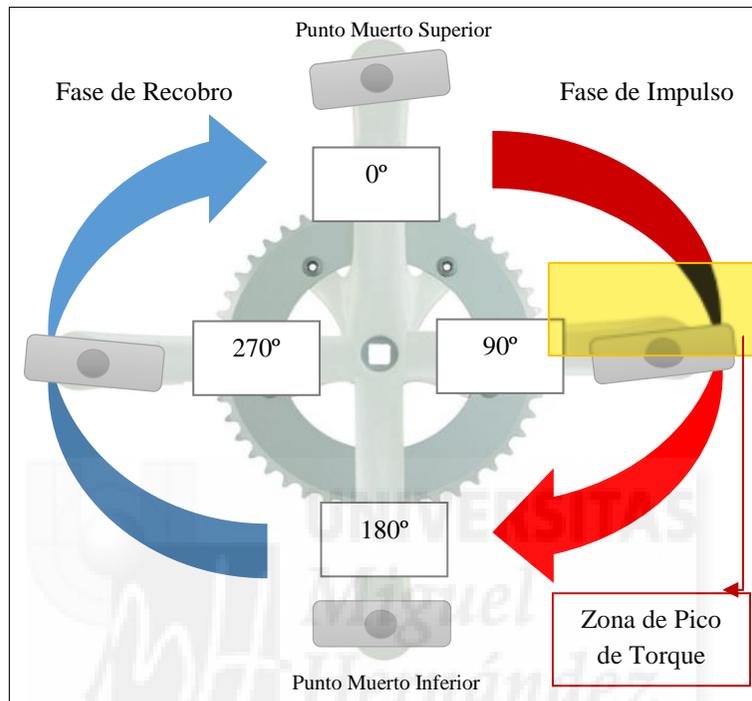


Figura 3.2. Fases del ciclo de pedaleo, puntos de referencia frecuentes y zona donde aparece el máximo momento de fuerza.

En esta primera fase se encuentra la posición donde el ciclista ejerce su ángulo de pico de torque de rodilla durante el pedaleo. Este pico de torque varía según la intensidad (Bertucci et al., 2012), estando con frecuencia cercano a los 90° del ciclo de pedal en su fase de impulso (Figura 3.3).

El momento de fuerza máximo de una articulación se da en una angulación de dicha articulación. Encontrar un método para descubrir la angulación del pico de torque máximo durante la extensión de la rodilla con los músculos implicados podría ser clave en el rendimiento.

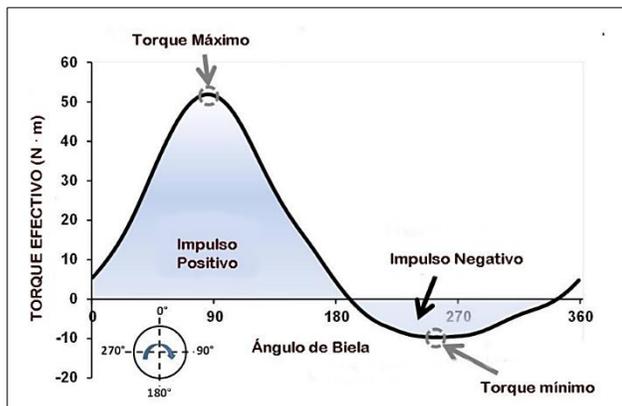


Figura 3.3. Evolución del torque efectivo durante la acción de pedaleo.
(Extraído de Ferrer-Roca, 2015).

El pico de torque o torque máximo de la musculatura extensora de la rodilla puede ser evaluado empleando un dinamómetro isocinético, siendo esta una herramienta contrastada y fiable para evaluar la capacidad de generar este momento de fuerza en articulaciones concretas. Actualmente, la dinamometría isocinética representa uno de los métodos más objetivos para cuantificar la fuerza muscular en condiciones dinámicas, habiéndose demostrado en numerosas publicaciones la fiabilidad, validez y reproducibilidad de las variables obtenidas, por lo que cada vez se utiliza con más frecuencia en el ámbito clínico (Feirig, Ellenbecker y Dercheid, 1990; Pincivero, Lephart y Karunakara, 1997; Wilk y Johnson, 2000; Slocker de Arce, Carrascosa, Fernández, Clemente de Arriba y Gómez, 2002). La metodología isocinética tiene muchas ventajas, entre las que se encuentran; el evaluar sólo una articulación por cada prueba y posibilitar así el aislamiento de grupos musculares, permitiendo identificar problemas más específicos y, por tanto, orientar hacia diagnósticos más concretos; y la alta reproducibilidad del protocolo usado en los test, siempre que la corrección de la gravedad y la posición del

individuo hayan sido debidamente considerados. El dinamómetro isocinético mide la fuerza muscular ejercida dinámicamente en un rango de movimiento determinado, a una velocidad constante y programable (Martínez, 1998; Delgado y Adame, 2010). El comportamiento del torque máximo es analizado a distintas velocidades angulares, siendo este un parámetro muy utilizado para evaluar la fuerza muscular y recomendado sobre todo con propósitos clínicos, de investigación y de predicción del rendimiento físico (Martínez, 1998; De Ste Croix, Deighan y Armstrong, 2003). Los valores de torque máximo y velocidad angular mantienen una relación inversa, mientras que el primero disminuye la segunda aumenta, lo que lleva a la necesidad de conocer el comportamiento del torque en distintas velocidades, sin conformarse sólo con una velocidad (Véliz, 2000). De especial utilidad resulta conocer su comportamiento en las velocidades a las que se desarrolla el deporte, para aumentar el componente ecológico de las valoraciones.

Existe mucha bibliografía que hace referencia al torque máximo y su relación con ángulos específicos (Caldwell, Adams y Whetstone, 1993; Russell, Quinney, Hazlett y Hillis, 1995) teniendo en cuenta que los ángulos a los que se obtiene ese momento de fuerza pueden ser variables y que dentro de cada disciplina deportiva existen gestos específicos que las diferencian (Del Valle, Méndez, Egocheaga y Sirgo, 1998; Méndez, Del Valle y Sirgo, 1999).

Para la valoración de los ángulos descritos por los segmentos corporales durante la realización de un gesto deportivo existen diversas técnicas biomecánicas, siendo la fotogrametría tridimensional la más

recomendable. Mediante el reconocimiento de marcadores posicionados en lugares estratégicos, detectan la posición de estos en los ejes de coordenadas X-Y-Z, utilizando los mismos para extraer los datos de las angulaciones. En el ciclismo podríamos dividir el estudio cinemático del cuerpo en dos grandes bloques: el del tren superior, más estático, y el del tren inferior que implica mayores rangos de movimiento articular. El movimiento de este tren inferior tiene un carácter cíclico, y básicamente se tiende a estudiar con el recorrido de las tres articulaciones de la extremidad inferior: cadera, con alrededor de 45° de rango de movimiento, rodilla, 75° y tobillo con 20° (Faria y Cavanagh, 1978). De estas articulaciones, la rodilla es la que mayor carga de trabajo soporta, mayores rangos de movimiento ejerce y a más microtraumatismos se somete durante la acción del pedaleo (Mandroukas et al., 2000). Mediante la fotogrametría tridimensional podemos observar el ángulo de rodilla durante el pedaleo y ajustar los elementos de la bicicleta para modificarlo, buscando un rango de movimiento saludable y eficiente. En este aspecto, existe una tendencia de ajuste de la bicicleta tomando como referente el ángulo de flexión de rodilla entre $25-35^\circ$ cuando la extremidad se sitúa extendida con el pedal en el punto muerto inferior de la fase de pedaleo, de forma estática (Holmes et al., 1994), y entre $30-40^\circ$ en acción dinámica (García-Lopez et al., 2009). Este rango de 10° es excesivamente amplio y podría variar la altura del sillín varios centímetros.

Sabiendo que el posicionamiento del ciclista podría ser más individualizado, colocando los elementos de la bicicleta en referencia a rangos de movimiento de rodilla más ajustados a sus características, y que existe la posibilidad mediante la dinamometría isocinética como método

fiable, de aislar esta articulación y evaluar su ángulo óptimo, el cual puede servir como referente, surge la necesidad e inquietud de este estudio. Por otra parte, surge la duda de si los ángulos medidos con el dinamómetro isocinético, obtenidos a partir de la posición de su brazo mecánico, son equiparables a los que se obtienen a partir del sistema de captura del movimiento fotogramétrico, basado en un modelo a partir de marcadores externos y ejes articulares.

Los objetivos del presente estudio son:

- Determinar la fiabilidad intrasesión e intersesión de un test isocinético para medir el ángulo óptimo de extensión de rodilla aplicado al ciclismo.
- Establecer la validez concurrente del mismo test isocinético al medir el ángulo de rodilla respecto a un sistema de captura de movimiento 3D basado en los ejes articulares de la extremidad inferior.
- Comparar el ángulo óptimo de extensión de rodilla obtenido en el dinamómetro isocinético a una velocidad casi isométrica y otra similar a la velocidad de pedaleo.

2.2. MÉTODO

Muestra

La muestra se compuso por un total de 25 participantes, 21 masculinos y 4 femeninas para el análisis de la fiabilidad (edad 24.8 ± 5.3 años; masa 69.2 ± 10.6 kg; talla 172.8 ± 6.9 cm), y 14 participantes masculinos para el análisis de la validez (edad 24.7 ± 3.4 años; masa 71.0 ± 8.3 kg; talla 174.1

± 6.7 cm). Todos ellos físicamente activos y sin manifestaciones de dolencia diagnosticada ni intervenciones quirúrgicas que pudieran modificar los rangos angulares analizados. Como criterios selectivos se requirió no ingerir bebidas excitantes, ni alimentos abundantes 2 h antes de cada medición, además de no practicar deporte intenso 24 h antes de la prueba.

Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo a su colaboración, basado en las normas dictadas en la declaración de Helsinki, 1964, así como sus revisiones de Tokio, 2004 (Asociación Médica Mundial, 2004).

Protocolo

El protocolo utilizado para el modo de registro de los diferentes datos conllevó un tiempo promedio de 45 min aproximadamente por participante. Se citó a grupos de 2 a 3 personas por día, a las 16:30 horas de la tarde en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

Para el análisis de la fiabilidad se utilizó el equipo Biodex System 4 (Biodex Medical System Inc; Shirley, NY, USA), con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

Para el análisis de la validez, además del dinamómetro isocinético mencionado, se utilizó el sistema VICON (Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK) de captura de movimiento tridimensional, compuesto por 7 cámaras MX-T10 de luz infrarroja operando a 200 Hz, además del software Nexus 2.5.

El registro se dividió en 3 fases.

En la 1ª Fase, se expusieron los diferentes instrumentos de medición, se habló sobre la importancia de la profesionalidad en su participación, y se recordó que la realización de las pruebas tenía un carácter voluntario y anónimo, con derecho de renunciar a seguir en cualquier momento.

En la 2ª Fase, se realizaron mediciones antropométricas del ciclista (peso y altura) y se calibraron los instrumentos de medida de acuerdo al manual del fabricante. Dichas calibraciones y evaluaciones fueron llevadas a cabo en todos los casos por el mismo investigador.

En la 3ª Fase, el estudio se dividió en dos subestudios: análisis de la fiabilidad y análisis de la validez.

Análisis de la fiabilidad

Para medir las variables cinéticas se realizó una toma de 3 mediciones por sujeto, mediando entre cada una de ellas una semana de diferencia. Cada una de las sesiones de evaluación estuvo precedida por un test de calentamiento, que consistía en dos series concéntricas, una a 60°/s y otra a 180°/s (extensión-flexión), mediando 10 s de descanso entre cada una. Este calentamiento tenía como objetivo principal la familiarización con el gesto a ejecutar y la prevención de posibles lesiones, ya que para pruebas isocinéticas no parece que su realización afecte al resultado final de las mismas (Ferreira-Junior et al., 2013). Después de esto, cada participante fue evaluado siguiendo los test diseñados para este estudio. Los test estaban compuestos por 3 series para cada una de las dos velocidades angulares de la musculatura extensora en contracción concéntrica, siendo

estas $10^{\circ}/s$ y $210^{\circ}/s$. Las series constaban de 1 repetición para la de $10^{\circ}/s$ y de 5 repeticiones para la de $210^{\circ}/s$, mediando entre cada una de las series 1 min de descanso. La selección de ambas velocidades angulares se hizo teniendo en cuenta la utilización de la velocidad más lenta posible sin ser isométrica ($10^{\circ}/s$) y de la que fuera equivalente a la velocidad media de la rodilla con un pedaleo a 90 rpm, ($210^{\circ}/s$). Las series de las dos velocidades fueron aplicadas de manera contrabalanceada entre todos los participantes. Estos fueron posicionados en el asiento del aparato y estabilizados con correas sobre el tronco, pelvis y la extremidad inferior evaluada, para evitar movimientos compensatorios (Figura 3.4). En ese instante, se midió la inclinación del muslo con un inclinómetro Baseline AcuAngle, prolongando la varilla desde el trocánter del fémur hasta el epicóndilo lateral, para ajustar el ángulo real de la rodilla al de la palanca de la máquina. Considerando que el pedaleo es una actividad simétrica, se midió en todos los participantes únicamente la extremidad inferior derecha.

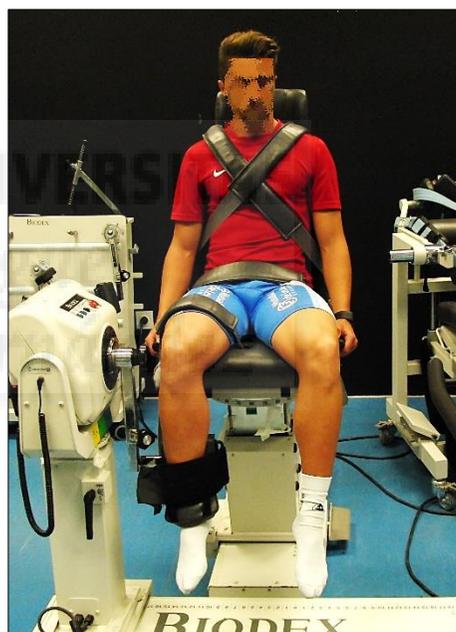


Figura 3.4. Posición inicial del participante para el test isocinético.

La posición sentada fue ajustada a un ángulo aproximado de 85° de flexión de cadera y el eje mecánico del dinamómetro fue alineado con el epicóndilo lateral femoral, estimando como eje de giro de rodilla. Se colocó la espinillera de sujeción de la pierna justo por encima del maléolo medial.

Todos los procedimientos y corrección de gravedad fueron llevados a cabo según las instrucciones del manual del fabricante. Después de calibrar la posición inicial (90° flexión y 0° extensión), el rango de movimiento del brazo-palanca fue limitado entre los 35° de extensión y 115° de flexión de la rodilla, correspondientes al rango de movimiento aproximado de la rodilla en el pedaleo del ciclista. Los participantes fueron instruidos para que no movieran la extremidad contraria y realizaran la máxima fuerza en todas las repeticiones, siendo además, alentados verbalmente para ello.

Análisis de la validez

Para medir las variables cinemáticas se utilizó un modelo mecánico bilateral con marcadores en: el 2º metatarsiano, talón, maléolo externo e interno, cóndilo femoral lateral y medial y espinas ilíacas superiores de la pelvis. Se realizó la captura dinámica de 5 series de 4 repeticiones a 210°/s. Estas fueron tomadas a posteriori de un calentamiento que consistió en 4 repeticiones a una velocidad de 60°/s y otras 4 repeticiones a 180°/s. Los criterios de este calentamiento seguían las recomendaciones de Ferreira-Junior et al. (2013), no excediendo la velocidad máxima de la prueba principal y realizándose de forma intermitente, con 10 s de descanso entre series. En este análisis el respaldo de la silla del dinamómetro isocinético era quitado para que las cámaras infrarrojas pudieran localizar todos reflectantes pélvicos. Con la misma finalidad se colocó a los participantes con los brazos cruzados sobre el pecho, llevando las manos a los hombros (Figura 3.5).

Figura 3.5. Posición inicial del participante en la medición cinemática.



El ángulo de la rodilla fue registrado tanto con el Sistema Vicon®MX T-10, como con el sistema Biodex System 4, con la intención de comparar ambas mediciones durante todo el recorrido de extensión de rodilla.

Análisis de datos

En el estudio de la fiabilidad, las variables analizadas, pico de torque (N/m) y ángulo de pico de torque (°) en extensión concéntrica, fueron extraídas a partir de la señal cruda registrada por el dinamómetro isocinético. Se creó un software en Python 2.7 con el que se buscaba el pico de torque en cada repetición y el ángulo correspondiente a ese pico. Para evitar contaminación con fases de movimiento excéntrico por el frenado en el intercambio de fase concéntrica a excéntrica se buscaron los picos exclusivamente en las ventanas donde se mantenía la velocidad isocinética (Figura 3.6).

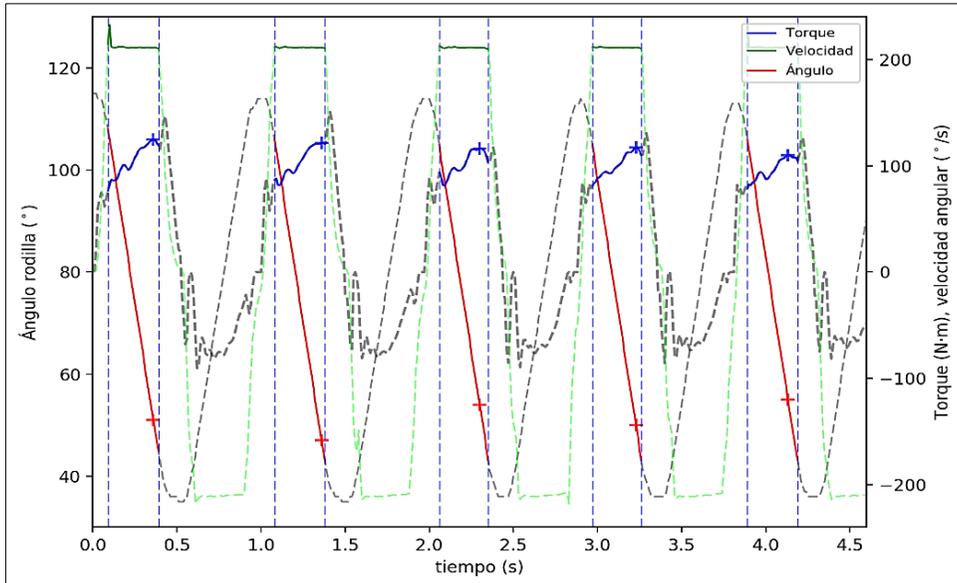


Figura 3.6. Ejemplo de una serie de cinco repeticiones del test isocinético a $210^{\circ}/s$ en un sujeto representativo. Se señala entre líneas verticales las ventanas donde se cumple con la velocidad isocinética establecida para buscar el pico de torque y su ángulo correspondiente (óptimo). La cruz azul representa el pico de torque y la roja el ángulo en ese mismo instante.

En la velocidad de $210^{\circ}/s$ se descartó la primera de las 5 repeticiones de cada serie para facilitar la adaptación del participante a los requerimientos de la prueba.

En el estudio de la validez, para calcular el ángulo de la rodilla se utilizó el mismo protocolo que en el estudio 1, basado en los centros articulares de cadera, rodilla y tobillo. No se dispuso de una sincronización física entre los dos sistemas de medida, por lo que no existió una referencia temporal común en los dos aparatos que permitiera alinear temporalmente sus registros. Por este motivo se tuvo que realizar una sincronización a posteriori a partir de un criterio objetivo. En primer lugar se submuestrearon los registros del sistema 3D, de 200 a 100 Hz para equipararlos a la frecuencia del isocinético. Posteriormente, se colocaron

en una hoja de cálculo de Excel cada par de registros de cada serie y se calculó su coeficiente de determinación (R^2). A continuación, se fue deslizando una columna de datos respecto a la otra hasta encontrar la posición en la que R^2 obtuviera su valor más alto (siempre por encima de 0.98). Se asumió este mejor ajuste entre las curvas como la mejor alternativa a la sincronización directa. Una vez ajustadas las curvas, se obtuvo la resta entre el ángulo obtenido con el isocinético y el del 3D. Se tuvo en cuenta solamente la diferencia en el tramo de extensión (contracción concéntrica de los extensores de rodilla) entre las posiciones 80 a 50° (Figura 3.7), porque en ese rango se suele encontrar el ángulo óptimo a la velocidad de 210°/s.

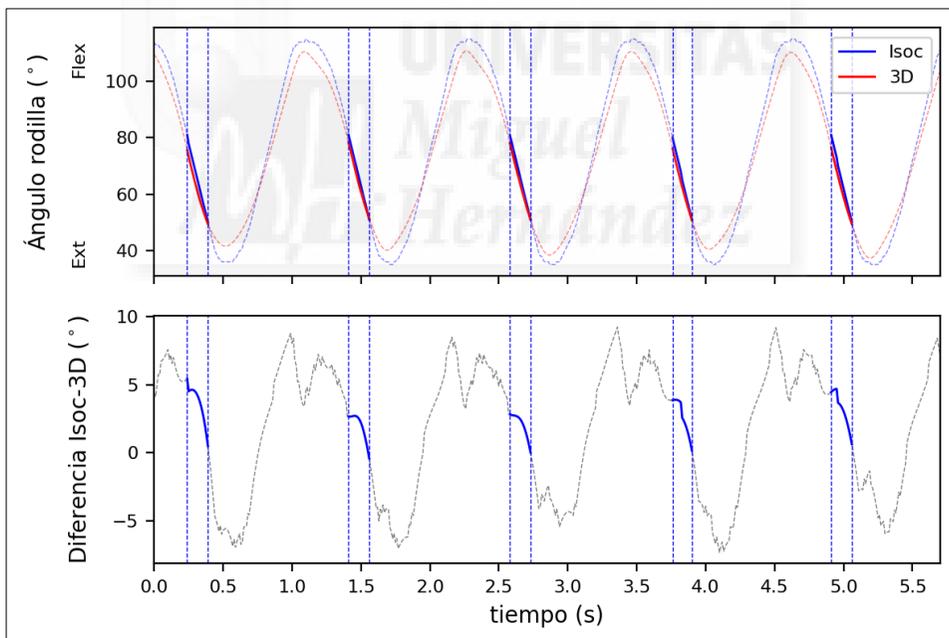


Figura 3.7. Ejemplo de una serie de un sujeto representativo comparando el ángulo medido con dinamómetro isocinético y con fotogrametría 3D. En la parte superior se muestran las series temporales de ambos instrumentos, mientras que debajo se muestra la diferencia. Se ha resaltado en oscuro entre líneas verticales las zonas comparadas correspondientes al rango entre 80 y 50° de extensión.

Se calculó el promedio de las diferencias en cada repetición en el rango medido y se obtuvo una diferencia promedio para cada sujeto.

Análisis estadístico

Para comprobar la fiabilidad del dinamómetro isocinético, como medio para encontrar la relación ángulo óptimo-máximo torque, se utilizó el coeficiente de correlación intraclass $ICC_{3,1}$ como medida de fiabilidad relativa y el error típico o error estándar de la medida (SEM) como medida de la fiabilidad absoluta, siguiendo el procedimiento de Hopkins (2000, 2015). Se midió la fiabilidad intraserie (4 repeticiones de cada serie), intrasesión (3 series de cada sesión, con el promedio de las 4 repeticiones de cada una), e intersecciones (3 sesiones separadas por una semana con el promedio de las 3 series de cada una). En la figura 3.8 se puede apreciar esquemáticamente las comparativas hechas.

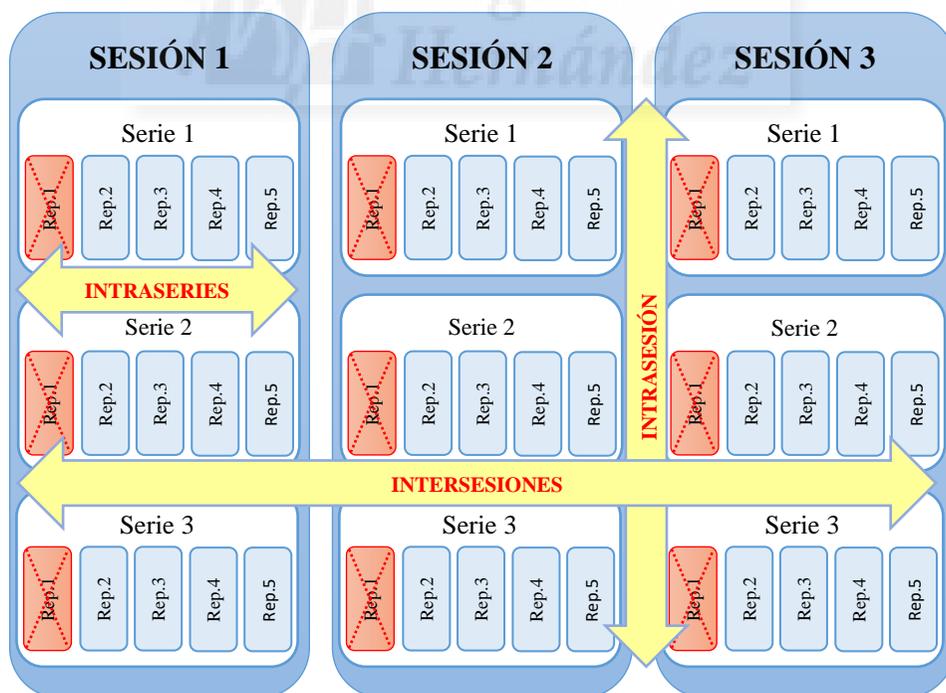


Figura 3.8. Esquema de comparativas: intraserie, intrasesión e intersecciones.

Además se compararon los ángulos óptimos a las dos velocidades angulares (10 y 210°/s) por medio de la prueba t para muestras relacionadas. Previamente se comprobó la distribución normal de las variables por medio de la prueba de Shapiro-Wilk, resultando ser todas las distribuciones normales. También se calculó el estadístico g de Hedges para muestras relacionadas, variante de la d de Cohen corregida para evitar el sesgo por el tamaño de la muestra (Hedges y Olkin, 1985). Asimismo se calculó su intervalo de confianza al 95% según Lakens (2013). Para determinar si las diferencias entre las dos medidas eran estadísticamente significativas, se estableció un valor de $p < 0.05$ y que el intervalo de confianza del tamaño del efecto no incluyera el cero.

Los cálculos de la fiabilidad se realizaron en la hoja de cálculo Excel de Hopkins (2015), mientras que los tamaños del efecto se calcularon en una hoja de cálculo creada por los autores basada en Lakens (2013).

3.3. RESULTADOS

Los resultados obtenidos en el estudio mostraron una fiabilidad intraserie alta del pico de torque y el ángulo óptimo de rodilla obtenidos (Tabla 3.1), comparando las 4 repeticiones dentro de cada serie, incluyendo las 3 series de cada una de las 3 semanas para la velocidad de 210°/s. Para el pico de torque el ICC se situó por encima de 0.95 en todos los casos, mientras que para el ángulo óptimo de rodilla se situó por encima de 0.75 a excepción de una serie. El SEM no superó el 6.1% para el pico de torque, mientras que para el ángulo óptimo de rodilla no excedió del 8.3%.

Tabla 3.1. Fiabilidad absoluta y relativa intraserie de cada una de las sesiones realizadas cada semana.

| | | SEM [95% LC] | %SEM | ICC [95% LC] |
|--------------------------|-----------------|----------------|------|-------------------|
| PICO TORQUE (N·m) | | | | |
| Sesión 1 | <i>1ª Serie</i> | 6.8 [5.7, 8.5] | 6.1 | .951 [.905, .977] |
| | <i>2ª Serie</i> | 4.9 [4.1, 6.2] | 4.2 | .964 [.931, .984] |
| | <i>3ª Serie</i> | 3.5 [2.9, 4.3] | 2.9 | .983 [.966, .992] |
| Sesión 2 | <i>1ª Serie</i> | 4.3 [3.6, 5.4] | 3.6 | .975 [.950, .989] |
| | <i>2ª Serie</i> | 3.8 [3.2, 4.8] | 3.2 | .981 [.963, .992] |
| | <i>3ª Serie</i> | 5.1 [4.3, 6.4] | 4.1 | .966 [.934, .984] |
| Sesión 3 | <i>1ª Serie</i> | 4.4 [3.7, 5.5] | 3.5 | .971 [.944, .987] |
| | <i>2ª Serie</i> | 5.7 [4.8, 7.2] | 4.6 | .954 [.912, .979] |
| | <i>3ª Serie</i> | 4.1 [3.4, 5.1] | 3.3 | .977 [.955, .989] |
| ÁNGULO ÓPTIMO (°) | | | | |
| Sesión 1 | <i>1ª Serie</i> | 2.7 [2.3, 3.4] | 4.1 | .862 [.749, .934] |
| | <i>2ª Serie</i> | 4.1 [3.4, 5.1] | 6.4 | .754 [.583, .877] |
| | <i>3ª Serie</i> | 3.3 [2.8, 4.1] | 5.1 | .833 [.704, .920] |
| Sesión 2 | <i>1ª Serie</i> | 4.3 [3.6, 5.3] | 6.6 | .939 [.883, .972] |
| | <i>2ª Serie</i> | 5.7 [4.7, 7.1] | 8.3 | .648 [.437, .817] |
| | <i>3ª Serie</i> | 4.9 [4.1, 6.1] | 7.2 | .780 [.622, .892] |
| Sesión 3 | <i>1ª Serie</i> | 4.6 [3.8, 5.7] | 6.7 | .725 [.540, .861] |
| | <i>2ª Serie</i> | 3.1 [2.6, 3.9] | 4.7 | .792 [.638, .898] |
| | <i>3ª Serie</i> | 4.1 [3.4, 5.1] | 6.0 | .834 [.705, .920] |

SEM: error típico. ICC: coeficiente de correlación intraclase. Tanto el SEM como el ICC se muestran con sus límites de confianza al 95%.

Los resultados de fiabilidad intrasesión, de las 3 series realizadas por semana, cada una con el promedio de sus 4 repeticiones presentó para el pico de torque un ICC superior a 0.927, y por encima de 0.701 para el ángulo óptimo de rodilla (Tabla 3.2). El porcentaje del error típico no superó el 6% para el pico de torque, mientras que para el ángulo óptimo de rodilla no excedió el 9.3%.

Tabla 3.2. Fiabilidad absoluta y relativa intrasesión.

| | | SEM [95% LC] | %SEM | ICC [95% LC] |
|--------------------------|-----------------|------------------|------|-------------------|
| PICO TORQUE (N·m) | | | | |
| 210°/s | <i>Sesión 1</i> | 4.9 [4.0, 6.5] | 4.2 | .964 [.924, .984] |
| | <i>Sesión 2</i> | 6.2 [5.0, 8.2] | 5.2 | .947 [.890, .976] |
| | <i>Sesión 3</i> | 3.8 [3.1, 5.1] | 3.1 | .978 [.954, .990] |
| 10°/s | <i>Sesión 1</i> | 11.3 [9.1, 15.0] | 6.0 | .943 [.883, .975] |
| | <i>Sesión 2</i> | 10.1 [8.2, 13.5] | 5.1 | .947 [.891, .977] |
| | <i>Sesión 3</i> | 11.9 [9.7, 15.9] | 5.7 | .927 [.851, .967] |
| ÁNGULO ÓPTIMO (°) | | | | |
| 210°/s | <i>Sesión 1</i> | 3.4 [2.8, 4.6] | 5.3 | .764 [.564, .888] |
| | <i>Sesión 2</i> | 3.4 [2.7, 4.5] | 5.0 | .841 [.693, .927] |
| | <i>Sesión 3</i> | 4.1 [3.3, 5.5] | 6.0 | .714 [.488, .862] |
| 10°/s | <i>Sesión 1</i> | 5.9 [4.7, 7.9] | 7.7 | .778 [.578, .897] |
| | <i>Sesión 2</i> | 7.2 [5.7, 9.6] | 9.3 | .701 [.461, .856] |
| | <i>Sesión 3</i> | 4.7 [3.8, 6.2] | 6.0 | .818 [.650, .915] |

SEM: error típico. ICC: coeficiente de correlación intraclase. Tanto el SEM como el ICC se muestran con sus límites de confianza al 95%.

Los resultados referentes a la fiabilidad intersesión del promedio de cada semana mostraron un ICC superior a 0.94 en todos los casos, con porcentajes del SEM inferiores al 5.4%, tanto para el pico de torque como para el ángulo óptimo a velocidades de 210°/s y 10°/s (Tabla 3.3).

Tabla 3.3. Fiabilidad absoluta y relativa intersesión.

| | | SEM [95% LC] | %SEM | ICC [95% LC] |
|-------------------|--------|------------------|------|-------------------|
| Pico torque (N·m) | 210°/s | 5.2 [4.3, 7.0] | 4.4 | .959 [.914, .982] |
| | 10°/s | 10.7 [8.7, 14.2] | 5.4 | .941 [.879, .974] |
| Ángulo óptimo (°) | 210°/s | 5.2 [4.3, 7.0] | 4.4 | .959 [.914, .982] |
| | 10°/s | 10.7 [8.7, 14.2] | 5.4 | .941 [.879, .974] |

SEM: error típico. ICC: coeficiente de correlación intraclase. Tanto el SEM como el ICC se muestran con sus límites de confianza al 95%.

Respecto al análisis de la validez, se obtuvo una diferencia media de $3.3 \pm 3.1^\circ$ para el ángulo óptimo de rodilla en el rango crítico entre 80 y 50° de extensión de rodilla.

En la comparación del test a 210 y $10^\circ/s$ en la primera semana se encontraron diferencias significativas, siendo el tamaño del efecto considerado grande (Tabla 3.4).

Tabla 3.4. Comparación del test a velocidad de 210 y $10^\circ/s$ en la primera sesión.

| | 210°/s | 10°/s | p | g [95% LC] |
|-------------------|--------------------|--------------------|----------|-------------------|
| Pico torque (N·m) | 116.39 ± 24.13 | 189.78 ± 45.12 | .000 | 2.93 [1.80, 4.00] |
| Ángulo óptimo (°) | 64.8 ± 6.36 | 74.1 ± 8.75 | .000 | 1.41 [.70, 2.07] |

p: significación de la prueba t de muestras relacionadas; g: tamaño del efecto con sus límites de confianza al 95%.

3.4. DISCUSIÓN

El ángulo de pico de torque de rodilla puede ser una variable de referencia para deportes como el ciclismo, donde la cinemática de la extremidad inferior es imprescindible para la mejora de la eficiencia. El objetivo de este estudio fue valorar la fiabilidad de la aparición de este momento de fuerza máximo en la articulación de la rodilla tanto intrasesión como en intersesión de un test isocinético orientado a la aplicación en el ciclismo. Y como segundo objetivo, establecer la validez de los ángulos de rodilla obtenidos en la dinamometría isocinética en relación a los descritos por la fotogrametría tridimensional.

En cuanto a la fiabilidad del pico de torque de los extensores de rodilla, los resultados fueron positivos, a velocidades angulares similares a las

aplicadas a 90 rpm en la acción del pedaleo. Estos resultados son similares a los de otros estudios, que también mostraron una alta correlación, lo que se traduce en una reproducibilidad excelente (Alt, Knickerand y Strüder, 2014; Nugent, Snodgrass y Callister, 2015). Feiring et al. (1990) mostró coeficientes de correlación intraclase para el pico de torque de los extensores de rodilla superiores a 0.95, con velocidades angulares por encima de 180°/s, al igual que en esta investigación.

Por otra parte, la fiabilidad del ángulo óptimo de rodilla mostró ser inferior a la del pico de torque, pero manteniéndose alta, especialmente en la comparación intersesión. Con estos datos se puede estimar que la fiabilidad del ángulo óptimo de extensión de rodilla nos ofrece la posibilidad de utilizar el mismo como referencia para su aplicación en el ciclismo. Esto supone un resultado muy interesante de cara a la utilización de este protocolo en el ámbito práctico, puesto que se puede realizar una valoración y ajuste completo en la misma sesión sin necesidad de realizar sesiones de familiarización.

En cuanto a la validez de la medición del ángulo con el dinamómetro isocinético respecto al del sistema fotogramétrico 3D, se ha encontrado una diferencia media de $3.3 \pm 3.1^\circ$ en el movimiento de extensión. Durante la realización de los test a máxima intensidad en el dinamómetro isocinético, es frecuente que el participante realice movimientos que afectan a la posición del eje articular tanto de la rodilla como de la cadera, incluso a pesar de mantener los anclajes con una tensión importante. En este sentido, para afinar la comparación nos hemos centrado únicamente en la fase de extensión y solamente entre los 80 y 50°, rango de

movimiento en el que se encuentra el ángulo óptimo. Y por otra parte consideramos que el ajuste de cero que realizamos tomando en consideración la inclinación del fémur en la posición de reposo sin asumir su horizontalidad, puede haber contribuido a que la diferencia sea tan pequeña. Consideramos que la discrepancia encontrada entre ambos métodos es asumible, puesto que es similar a la variabilidad intrasujeto que se produce durante el pedaleo en el punto de máximo empuje según nuestras propias observaciones.

Respecto al ángulo óptimo a la velocidad de $10^\circ/\text{s}$, se encontraron resultados de fiabilidad similares a los de $210^\circ/\text{s}$. Sin embargo, la comparación entre las dos velocidades muestra diferencias estadísticamente significativas con un tamaño del efecto grande ($p = .0003$, $g = 1.41$ [.70, 2.07]), encontrándose el ángulo óptimo a $210^\circ/\text{s}$ en una posición de mayor extensión, unos 10° de media. Resultados similares se han mostrado en otros estudios que encuentran una relación entre ángulos de pico de torque de rodilla mayores a velocidades angulares menores y viceversa (Thorstensson, Grimby y Karlsson, 1976; Kannus y Beynnon, 1993; Kurdak et al., 2005). Este resultado confirma que es necesario realizar las valoraciones a una velocidad angular lo más próxima posible a la habitual del deporte. Mientras que la velocidad de $10^\circ/\text{s}$ sería útil para aproximar el ángulo óptimo de rodilla en acciones semiestáticas como una salida de tacos en atletismo, la velocidad de $210^\circ/\text{s}$ sería más útil para movimientos más rápidos, como el pedaleo en ciclismo.

Como limitaciones del estudio, a pesar de que hemos aplicado un método objetivo para sincronizar las señales del isocinético del Vicon

basado en un procedimiento estadístico, siempre será mejor realizar una sincronización a través de conexiones físicas, algo que tendremos que probar en futuros estudios.





CAPÍTULO IV

ESTUDIO 3. NUEVO MÉTODO DE AJUSTE DEL TREN INFERIOR DEL CICLISTA BASADO EN EL ÁNGULO ÓPTIMO DE LA RODILLA



NUEVO MÉTODO DE AJUSTE DEL TREN INFERIOR DEL CICLISTA BASADO EN EL ÁNGULO ÓPTIMO DE LA RODILLA

4.1. INTRODUCCIÓN

Diferentes métodos biomecánicos aplicados al ciclismo existen en la actualidad. Aparecen con el objetivo de calcular la correcta posición del ciclista sobre la bicicleta. Una cinemática estable del pedaleo está vinculada a una optimización del rendimiento y a la previsión de posibles lesiones (Holmes et al., 1994; Farrell et al., 2003; Silberman et al., 2005; Abt et al., 2007; Ramos, Rubio, Fermín, Trigueros y Jiménez, 2010; Peveler, 2008; Peveler et al., 2011; Bini et al., 2011; Garcia-Lopez, Ogueta-Alday, Larrazabal y Rodríguez-Marroyo, 2014). Mediante un proceso de evaluación de las características antropométricas y de la condición física del deportista, así como de ajustes mecánicos en los elementos de la bicicleta, esta aproximación científica busca satisfacer las necesidades que plantea el ciclismo (Cramblett, 2013). Las modificaciones más relevantes se centran en la posición del sillín, componente que puede variar las distancias entre los puntos de apoyo del ciclista, cambiando los ángulos que describen sus diferentes articulaciones durante la acción del pedaleo (Hamley et al., 1967; Sanderson et al., 2009; Bini, et al., 2011; Ferrer-Roca, 2015).

La rodilla es la articulación que mayor amplitud de movimiento ejerce durante esta actividad cíclica, siendo la región corporal que mayor número de lesiones por sobreuso presenta en el ciclismo (Silberman et al., 2005; Wanich et al., 2007; Bini et al., 2011; Clarsen et al., 2010). Las investigaciones llevadas a cabo recomiendan unos parámetros saludables

de ángulo de extensión máxima de rodilla en torno a 30-40° anatómicos (Holmes et al., 1994; Peveler et al., 2011; Garcia-Lopez et al., 2009). Durante cada ciclo de pedaleo existen dos fases diferenciadas: una principal de impulso o empuje; que se establece entre 0° y 180° denominada por algunos autores fase propulsiva (Robert y Conconi, 2012). En esta etapa se encuentra la máxima extensión de la articulación de la rodilla y a su vez, la mayor activación muscular del principal músculo propulsor del pedal, el cuádriceps (Haushalter et al., 1985), que genera su pico de torque alrededor de 90° del ciclo de giro de biela, la fase de empuje de pedal más horizontal y distal (Bertucci et al., 2012); y una fase secundaria, que se sitúa entre 180-360° y es llamada fase de recobro. En esta etapa de recuperación se encuentra la máxima flexión registrada de la articulación de la rodilla, que recomiendan se mueva alrededor de 107.5 -112.5° anatómicos (Carpes et al., 2006). Entre ambas partes del ciclo situamos el punto muerto inferior y el superior que las dividen.

El ajuste de bicicletas como profesión ha ido creciendo durante los últimos 30 años. En sus inicios, la percepción del entrenador y las sensaciones transmitidas por el deportista, dieron lugar a las primeras adaptaciones correspondientes en la máquina de dos ruedas. Este primer método por observación no ofrece datos cuantitativos, por lo que alteraciones posturales menores no pueden ser detectadas (Singla y Veqar, 2014). Además, estudios manifiestan una pobre fiabilidad para este método visual (Iunes, Bevilaqua-Grossi, Oliveira, Castro y Salgado, 2009). A posteriori, desde finales de la década de los 60, son múltiples los procesos que se han ido originando para la evaluación postural de una sinergia perfecta entre ciclista y bicicleta. Actualmente distinguimos cuatro

metodologías afianzadas en este deporte cíclico, divididas en métodos estáticos y dinámicos. Entre los métodos estáticos nos encontramos con: a) métodos antropométricos; basados en operaciones matemáticas donde se multiplica una constante por determinadas longitudes corporales (García-Lopez et al., 2009), trasladando la cifra resultante a algún segmento de la bicicleta. En relación a la altura del sillín, existen diversas propuestas de autores. Quizás, la más extendida es la popularizada por el exciclista profesional estadounidense Greg Lemond, que establece una distancia desde el eje de pedalier al asiento, resultante de multiplicar 0.883 por la longitud interna de la extremidad inferior, la entrepierna (Lemond et al., 1987) (Figura 4.1A). Este planteamiento ignora la longitud de la biela, que tiene relación directa en el trabajo mecánico de la extremidad inferior (Peveler, 2009; Ferrer-Roca et al., 2012). Otro método bastante reconocido que subsana el error anterior es el establecido por Hamley y Thomas (1967) (Figura 4.1B), que proponen una longitud desde el eje del pedal hasta el

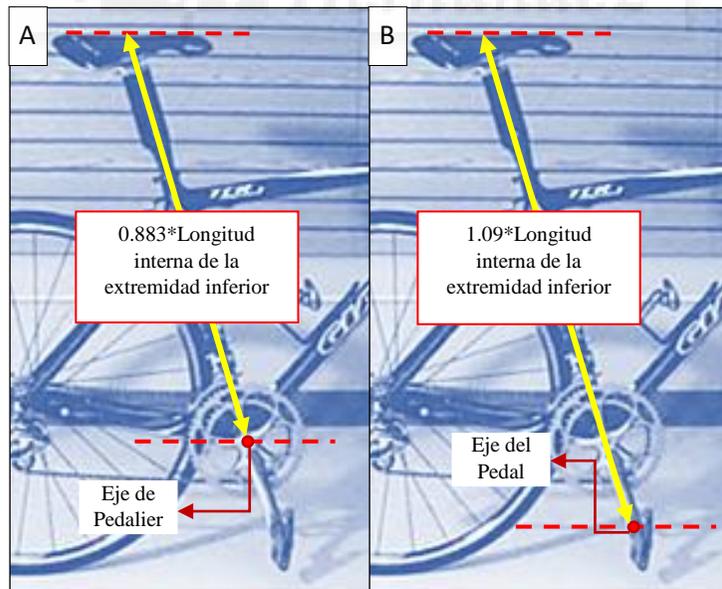


Figura 4.1. Metodologías antropométricas selectivas de altura del sillín: A) Método Lemond; B) Método Hamley. (Modificado de Burke, 2003)

sillín, con la biela alineada al tubo de la tija, correspondiente al 109% de la longitud de la entrepierna. Este método obtuvo el mejor rendimiento en un estudio comparativo sobre potencia máxima (Vrints et al., 2011). Nordeen-Snyder (1977) apostaron por estudiar la eficiencia en una prueba aeróbica, la cual tiene más relevancia en un deporte como el ciclismo en el que alrededor del 70% del tiempo el deportista realiza la actividad por debajo del umbral aeróbico (Lucía, Hoyos, Carvajal y Chicharro, 1999). En su estudio comparativo, por ser más eficiente, se recomendó la variable del 107% de la distancia entre la planta del pie y el periné (Nordeen-Snyder, 1977; Vey-Mestdagh et al., 1998); y b) métodos de goniometría estática; fundamentados en la medición y análisis de ángulos articulares de segmentos corpóreos inmovilizados (Burke, 2002). Esta nueva visión, que introdujo el equipo de Holmes en la biomecánica aplicada al ciclismo, obtiene una altura del sillín que ofrece un determinado ángulo de flexión de la articulación de la rodilla, concretamente 25-35° (Holmes et al., 1994) (Figura 4.2), cuando el pedal se encuentra en el punto muerto inferior, con la biela vertical. También se estudian los grados de flexión de rodilla cuando la extremidad inferior se encuentra en el punto muerto superior, opuesto al anteriormente comentado, donde dicha articulación ha de mantenerse por debajo de 115° (Vey-Mestdagh et al., 1998). Estudios recientes apoyan una altura de sillín que conlleve un ángulo articular de rodilla en el punto

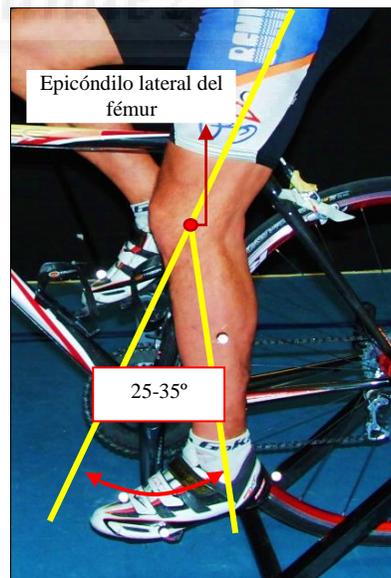


Figura 4.2. Método Holmes de goniometría estática.

muerto inferior cercano a 25° para mejorar el rendimiento aeróbico (Peveler et al., 2007; Peveler, 2008).

Los métodos estáticos son los más utilizados por su bajo coste, rápida configuración y gran popularidad adquirida en el argot ciclista. Sin embargo, diversos estudios han demostrado la baja validez de los mismos para situar la articulación de la rodilla en el punto muerto inferior entre 25-35° (Peveler et al., 2005; Vallés-González et al., 2014; Fonda et al., 2014; Ferrer-Roca, 2015). La mayoría de estos métodos se desarrollaron en una época en la que el ciclismo no utilizaba zapatillas especiales con anclaje de calas, y seguramente conlleve a errores. En comparación entre el método antropométrico y el de goniometría estática, el segundo personaliza mayormente el posicionamiento del ciclista, mientras que el primero ofrece una misma altura de sillín para ciclistas con igual longitud de entrepierna y distinta dimensión del segmento femoral y tibial. Como limitaciones a estos métodos, cabe destacar que los ángulos varían mucho en la fase dinámica, y es muy poco probable conseguir una exactitud en el rango angular de rodilla óptimo utilizando una medición pasiva, donde se subestima hasta en 10° la flexión (García-Lopez et al., 2009). Entre las posibles causas de estos errores se halla: la basculación de la pelvis (Farrell, et al., 2003) y la flexo-extensión del tobillo (Davis et al., 1981; Bolourchi et al., 1987; Peveler et al., 2012; García-Lopez et al., 2016), cuya relación con el rango angular de rodilla es directa. No se puede situar la rodilla en unos parámetros sin atender a las demandas del movimiento del tobillo (Martin et al., 2009; Peveler et al., 2012). Técnica individual, carga y flexibilidad son reconocidas como elementos que pueden variar la acción de esta parte corporal, por lo que los métodos estáticos de análisis biomecánico del

ciclista no parecen ser los más indicados. Otro aspecto negativo es el posicionamiento del pedal en el punto muerto inferior para hallar el rango angular de la rodilla. Estudios han demostrado que no siempre esta ubicación del pedal coincide con la mayor extensión de la rodilla (Vallés-González et al., 2014) y por lo tanto puede ser una referencia que conlleve a errores que puedan ocasionar posibles lesiones.

Entre los métodos dinámicos, basados en estudios fotogramétricos de control de rangos de movimiento del comportamiento motor del ciclista (Silberman et al., 2005), a través de captura de imágenes de marcadores reflectantes situados en referencias óseas palpables, nos encontramos con métodos de fotogrametría bidimensional y tridimensional. Estos métodos fundamentados en grabaciones del movimiento resuelven los problemas de la goniometría estática, trabajando de forma activa.

Como inconveniente al sistema de dos dimensiones, se destaca un factor de error propio al limitarse al análisis de un único plano. Principalmente el movimiento del tren inferior analizado en el ciclismo se produce en un plano sagital, pero existe dispersión de este a otros planos, limitando al sistema bidimensional. Aparte, la localización de los centros articulares, que representan los límites de los segmentos corporales, también presenta un conflicto añadido al ser difícilmente estimados, lo que puede conllevar a una menor precisión del estudio. Como ejemplo destacado, se suele tomar como referencia del eje de la cadera, el trocánter mayor del fémur (Peveler et al., 2005; Moore, Hubbard, Schwab, Kooijmanb y Petersona, 2010; Ferrer-Roca et al., 2011), y esta parte de la epífisis del hueso fémur no suele coincidir con su parte del cartílago articular, el cual sí podría entenderse como eje de rotación (Vallés-

González et al., 2016). Esto puede desplazar el ángulo de flexión de rodilla óptimo, dependiendo de la persona como se observa en el estudio de Vallés-González et al. (2016).

Los sistemas de captura de imagen tridimensional, los más modernos y costosos del mercado, usados con modelos mecánicos que simplifican con más o menos detalle el cuerpo humano, mejoran considerablemente la fiabilidad y validez de los anteriores métodos, resolviendo las limitaciones citadas, incluida la fotogrametría bidimensional (Vallés-González et al., 2016). Permiten registrar diversas variables de forma dinámica con mayor precisión. Los métodos de fotogrametría tridimensional han demostrado su validez en comparación con radiografías y resonancia magnética, técnicas consideradas como referentes o *gold standard*, siendo un método útil para obtener valores relacionados con la postura, sin el inconveniente de exponer a los sujetos a radiaciones dañinas. Este método podría ser el más recomendado para el análisis cinemático del ciclista.

A pesar de ello, faltan pruebas concluyentes respecto a la biomecánica ciclista (Callaghan et al., 2005). No existe un acuerdo claro sobre la posición óptima para la mejora de la eficiencia. Ferrer-Roca (2015) cita que en la literatura se ha comparado la eficiencia en posicionamientos de sillín preestablecidos, sin tener en cuenta la disposición preferida por los deportistas, cuestionando la validez ecológica de estos estudios. Algunos autores han determinado que los ciclistas podrían presentar mayor eficiencia en rangos de movimiento articulares similares a los que utilizan habitualmente para entrenar (Cavanagh et al., 1986; Chapman et al., 2009), coincidiendo en que el confort en el posicionamiento del ciclista en la bicicleta afecta a su rendimiento, especialmente en ciclistas no

entrenados (Ashe et al., 2003). También hay que recalcar que el posicionamiento personalizado se hace en función a unos rangos angulares estandarizados, que se mueven en el caso de la rodilla alrededor de 10° , excesivamente amplios. Conociendo que ajustes relativamente pequeños pueden afectar el rendimiento de los deportistas (Diefenthaler et al., 2008), y causar determinadas lesiones por sobreuso (Wolchok, Hull y Howell, 1998; Gómez-Puerto et al., 2008), este rango parece no ser un criterio correcto. Son múltiples los estudios que hablan sobre la importancia de una altura del sillín de la bicicleta individualizada para cada ciclista (Vey Mestdagh-1998; Pequini, 2000; Burke, 2003; Silberman et al., 2005; Alencar y Matías, 2008), pero sigue sin existir un consenso claro sobre este ajuste. Parece ser que situar el asiento a una altura que permita que la flexión de rodilla se encuentre entre $25-35^\circ$ en el punto muerto inferior es el criterio más aceptado, pero no parece tener relación directa con la prevención de lesiones ni con el rendimiento este punto de la fase de pedaleo.

Por otro lado sabemos que existe una posición articular, dentro de la curva momento de fuerza/ángulo, donde se alcanza el pico máximo de momento de fuerza (Delp, 1993; Brockett, 2001), denominado en la bibliografía científica como ángulo óptimo o ángulo de pico de torque (Rubio-Sobrino, Rodríguez-Casares, Aguado y Alegre, 2012). Este ángulo óptimo se obtiene a partir de test isométricos (cambiando progresivamente el ángulo) o dinámicos y puede ser modificado por factores como la intensidad, el volumen del ejercicio y la longitud muscular, además del modo y la velocidad de contracción. El ángulo

óptimo es individual, y se conoce que en función del deporte practicado puede moverse en torno a unos rangos angulares (Brughelli et al., 2009).

En cuanto a la valoración del rendimiento en deportes de resistencia, la potencia aeróbica máxima, la capacidad de mantener un porcentaje elevado del $VO_{2máx}$, y la eficiencia y economía del movimiento son los factores fisiológicos más determinantes. Concretamente en el ciclismo, la eficiencia del pedaleo tiene una asociación directa con el rendimiento (Horowitz, Sidossis y Coyle, 1994; Coyle, 1999; Moseley y Jeukendrup, 2001), estando relacionada con fibras musculares lentas (Coyle, 2005; Santalla, Earnest, Marroyo y Lucia, 2012), características de los deportes de larga duración. En cuanto a la eficiencia obtenida en ciclistas entrenados y no entrenados en diferentes investigaciones, existe controversia entre autores. Hopker et al. (2009) en una revisión exhaustiva de la bibliografía científica concluye defendiendo porcentajes de eficiencia mayores en ciclistas entrenados, observando deficiencias en los protocolos de estudios que no encontraron diferencias significativas entre grupos. Existen diferentes conceptos para describir la eficiencia, siendo la eficiencia mecánica bruta la variable más utilizada en el ciclismo (Ferrer-Roca, 2015).

Conociendo todo este contenido, y sabedores de la importancia de un buen ajuste de la bicicleta para que sus practicantes se beneficien de sus diversas características con seguridad y confort (Banio, 2011), se origina este estudio que propone un nuevo método basado en fotogrametría tridimensional y en dinamometría isocinética. Con el propósito de individualizar aún más la posición del ciclista sobre la bicicleta, se propone hacer coincidir el ángulo óptimo de rodilla citado, con la fase de empuje del pedal a 90° , la de mayor ventaja mecánica (Bertucci et al., 2012),

valorar si se producen modificaciones en una prueba aeróbica de la eficiencia mecánica bruta, y además si estas modificaciones son dependientes del nivel del ciclista.

4.2. MÉTODO

Muestra

La muestra se compuso por un total de 20 ciclistas masculinos que entrenaban con regularidad, pertenecientes a categorías ciclomáster (n = 10), aquellos que realizaban una práctica de ciclismo competitiva y cicloturista (n = 10), aquellos que realizaban una práctica de ciclismo recreacional.

Tabla 4.1. Características de los participantes según categoría ciclomáster o cicloturista.

| | CICLOMÁSTER (n=10) | CICLOTURISTA (n=10) | TOTAL (n=20) |
|---|-----------------------|------------------------|-----------------|
| <i>Edad (años)</i> | 30.3 ± 5.9 | 37.1 ± 11.3 | 33.7 ± 9.5 |
| <i>Masa (kg)</i> | 72.3 ± 6.6 | 75.7 ± 6.1 | 73.5 ± 6.7 |
| <i>Talla (cm)</i> | 176.6 ± 5.9 | 177.2 ± 80.5 | 176.4 ± 7.1 |
| <i>Tiempo de entrenamiento (horas/semana)</i> | 10.87 ± 2.4 | 6.37 ± 1.8 | 8.82 ± 2.9 |
| <i>Frecuencia del entrenamiento (sesiones/semana)</i> | 4.25 ± 0.9 | 2.85 ± 0.5 | 3.65 ± 1 |
| <i>Años de entrenamiento</i> | 11.2 ± 4.1 | 2.7 ± 2.5 | 6.8 ± 5.2 |

Ningún participante presentó manifestaciones de dolencia diagnosticada ni intervenciones quirúrgicas que pudieran modificar los rangos angulares analizados. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo a su colaboración basado en la declaración de Helsinki, 1964, así como sus revisiones de Tokio, 2004.

Protocolo

El protocolo utilizado para el modo de registro de los diferentes datos conllevó un tiempo promedio de 2 h 30 min aproximadamente por participante. Se citó a grupos de 2 personas por día, a las 16:00 horas de la tarde en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Allí, debían acudir portando consigo su bicicleta, sus zapatillas con anclaje y su vestimenta ciclista.

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, controlado por el software Nexus 2.5. Treinta y cuatro marcadores esféricos reflectantes componían un modelo mecánico bilateral con reflectantes situados en la punta del pie, 1^{er} y 5^o metatarsiano, talón inferior y superior, maléolo externo e interno, cóndilo femoral lateral y medial, cresta iliaca anterosuperior y postero-superior, punto intermedio lateral alineado entre espinas, y cuatro *clusters* de cuatro marcadores solidarios en la parte lateral de la región tibial y femoral (Figura 4.3).

Para el análisis fisiológico se utilizó el sistema de análisis de gases OXICOM.

Para el análisis cinético, el dinamómetro isocinético BIODEX (Biodex Medical System Inc; Shirley, NY, USA), el rodillo con pontenciómetro Wahoo® KICKR Power Trainer, validado por Zadow et al. (2016), el software para el registro de datos Perfpro® por vía ANT+ y Bluetooth 4.0, y el sensor de cadencia y velocidad Blue SC Wahoo®.

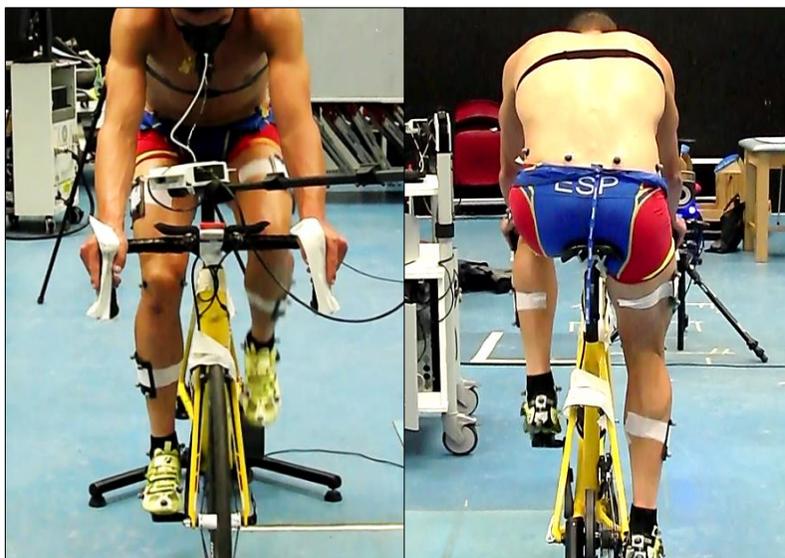


Figura 4.3. Modelo mecánico bilateral empleado para la captura del movimiento.

El protocolo de medición se dividió en 4 fases.

En la 1ª Fase se pasó el consentimiento informado, recordando que la realización de las pruebas tenía un carácter voluntario y anónimo, manteniendo el derecho de renunciar a seguir en cualquier momento y se les habló sobre la importancia de la profesionalidad en su participación.

En la 2ª Fase se atendió de forma individual a cada participante tomándose las siguientes referencias antropométricas según los cánones fijados por la *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (Stewart, Marfell-Jones, Olds y Rider 2011): peso, altura, longitud del pie, distancia del talón al 1^{er} y 5^o metatarsiano, distancia biiliocrestal, longitud interna y externa de la extremidad inferior y tibia. Las diferencias observadas entre extremidades no podían exceder de 1.5 cm, sabiendo que diferencias por debajo de esta cifra son compensadas por la flexo-extensión del tobillo con un mayor rango de

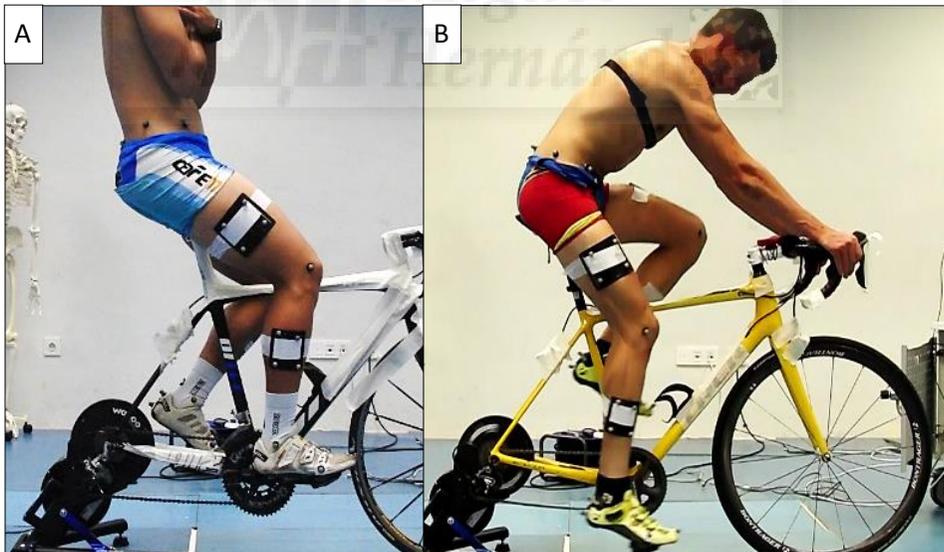
movimiento (Edeline, Polin, Tourny-Chollet y Weber, 2004). En cuanto a la bicicleta, se midieron las siguientes distancias: altura y retroceso del sillín, longitud de biela, distancia entre la punta del sillín y el centro del manillar, y el factor Q (distancia entre centros de ejes de pedal).

En la 3ª fase, se llevó a cabo el análisis isocinético en el dinamómetro (Figura 4.4) para encontrar el ángulo óptimo de extensión de rodilla. Se realizó un test de 7 series, en las cuales había 3 velocidades diferentes. Las primeras 2 series se utilizaron como calentamiento, previa a una familiarización del participante con el gesto a realizar en la máquina. Estas series consistieron en 4 repeticiones a $60^\circ/s$ y 4 repeticiones a $180^\circ/s$ a intensidad submaximal. Al acabar, se ejecutaron 5 series de 4 repeticiones a $210^\circ/s$, a intensidad maximal, con recuperación de 1 min entre series, valorándose la fase concéntrica de rodilla. Se eligió la velocidad de $210^\circ/s$ por ser la más parecida a la velocidad media de la rodilla en el pedaleo a 90 rpm.



Figura 4.4. Análisis dinámico para encontrar el ángulo óptimo de extensión de rodilla.

En la 4ª fase, se realizó la captura tridimensional del movimiento de las extremidades inferiores durante la acción del pedaleo sin realizar ningún ajuste previo (Figura 4.5B), habiendo anteriormente llevado a cabo una primera captura estática para determinar los centros articulares de la cadera, rodilla y tobillo (Figura 4.5A). Se utilizó el modelo de marcadores desarrollado en el estudio 1. Los marcadores de los tobillos y las rodillas internos y externos, así como las espinas iliacas anterosuperiores eran marcadores de calibración para la captura estática, mientras que los demás se utilizaron para las capturas dinámicas. Se tomaron dos grabaciones dinámicas de 15 s a una potencia de 1 W/kg con la finalidad de obtener el ángulo promedio de la articulación de la rodilla en la posición de máximo empuje. Conociendo este promedio angular se pasó a la siguiente y última fase.



*Figura 4.5. A) Análisis estático fotogramétrico tridimensional;
B) Captura dinámica para la medición de ángulos.*

Previamente a las mediciones, se realizó una colocación de calas situándolas en su eje anteroposterior, entre su 1^{er} y 5^o metatarsiano, y en su eje mediolateral en función de la diferencia entre el factor Q de la bicicleta y la distancia biiliocrestal del ciclista. La rotación de la cala se ajustó a cero, utilizando calas con 4.5° de movimiento bilateral. Una incorrecta posición de las calas podría dañar consistentemente la comodidad y el rendimiento (Haushalter, 1987; Zani, 1992) por lo que se tomó en cuenta para evitar errores en ambos métodos. Además, se comprobó que la longitud de la biela se encontrara en un promedio entre dos fórmulas propuestas por Martin et al. (2001), el 20% de la longitud de la extremidad inferior y el 41% de longitud de la tibia, y escoger una medida de longitud de biela en relación a un estándar fijado, donde en caso de duda, optamos por una biela más corta. La dimensión de la biela afecta a parámetros tales como la cadencia, el consumo máximo de oxígeno, la eficiencia y potencia aeróbica-anaeróbica (Too et al., 2000; Martin et al., 2001; Barratt et al., 2011) por lo que ha de ser controlada. Para el MO, la posición del sillín fue colocada haciendo coincidir el ángulo óptimo de rodilla hallado en la fase anterior con la posición del pedal en su fase de empuje a 90° (punto de máximo empuje) (Figura 4.6), paralelo a la horizontal, apoyados en los resultados del estudio anterior. En esta colocación, además de la modificación en la altura del sillín, se ajustó el retroceso del mismo utilizando el método KOPS, la colocación más estandarizada conocida como posición neutra, donde la cara anterior de la rótula se sitúa perpendicular al eje del pedal en el punto más horizontal de su fase de empuje (Baker, 2002). Según investigaciones, una colocación más avanzada del sillín ejerce mayor potencia sobre el pedal pero la articulación sufre mayor tensión. En cuanto a la economía del esfuerzo

parece ser que no influyen las distintas situaciones (Van-Sickle et al., 2007; Hayot et al., 2012). A pesar de ello, optamos por una colocación neutra.

En la 5ª fase, se realizó el análisis fisiológico de dos posicionamientos del tren inferior del ciclista sobre la bicicleta; con la postura inicial del participante, establecido como método preferido (MP); y según el criterio metodológico propuesto en este estudio, tomando como referente el ángulo óptimo de rodilla, al que se denominó método óptimo (MO). Todos aquellos participantes que tenían como posición inicial una configuración de los elementos de la bicicleta que coincidía con el MO, comenzaron el registro en esta situación, considerándose como MO (n=4) y se les cambió la altura del sillín en una segunda medición aumentando 1 cm hacia arriba, tomándose como MP aunque realmente no fuera su preferida. Se decidió hacerlo así porque no es objetivo del estudio conocer la posición preferida sino comparar entre la posición óptima y otra que no lo es. Esto también nos permitió contrabalancear el orden de las pruebas, evitando posibles errores ocasionados por la fatiga. Además, se optó por elevar el sillín, acercando el ángulo de rodilla en el punto muerto inferior a 25°, donde algunos estudios han defendido mejoras en el rendimiento aeróbico (Peveler et al., 2007;

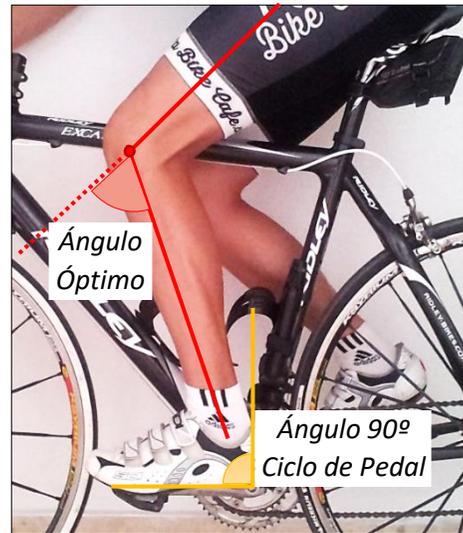


Figura 4.6. Ángulo óptimo de rodilla a 90° de ciclo de pedal.

Peveler, 2008), buscando con ello dificultar la posible mejora de la eficiencia en la posición óptima.

Los ángulos óptimos de rodilla obtenidos a partir del dinamómetro isocinético fueron $68.7 \pm 3.3^\circ$ para los cicloturistas y $66 \pm 2.9^\circ$ para los ciclomáster. Conseguir un ajuste exacto según nuestro criterio es complejo, entre otras cosas por la propia variabilidad inherente a los sujetos. Por ello se comprobó la exactitud del ajuste del sillín comparando el ángulo de rodilla en el punto de máximo empuje en el pedaleo con el ángulo óptimo obtenido en el dinamómetro isocinético. La diferencia media en todos los sujetos fue de $0.1 \pm 1.5^\circ$, el error cuadrático medio 1.5° y una prueba t de muestras relacionadas no encontró diferencias estadísticamente significativas ($t = 0.28$, $p = 0.782$). También se ajustó la inclinación del sillín que se situó horizontalmente o ligeramente hacia abajo según preferencias del ciclista, sin exceder los 3° que marca la UCI ni por supuesto los 10° de máxima que sugieren diferentes estudios (Salai et al., 1999; Rasmussen et al., 2009).

El test realizado se componía por un calentamiento de 10 min a 1 W/kg, seguido por 5 min de descanso y una serie de 6 min a 2 W/kg (Figura 4.7). En esta serie se evaluó la eficiencia mecánica bruta, para la cual se ha de tener en cuenta tanto la intensidad como la duración del ejercicio (De Koning, Noordhof, Lucia y Foster, 2012). La intensidad seleccionada fue baja y constante como requerimiento para un análisis de la eficiencia a nivel aeróbico, sabiendo que esta variable ha de evaluarse con ejercicios submáximos superiores al 50% e inferiores al 90% del $VO_{2m\acute{a}x}$ (Ferrer-Roca, 2015), con valores del coeficiente respiratorio inferiores a 1 ($RER \leq 1.0$), ya

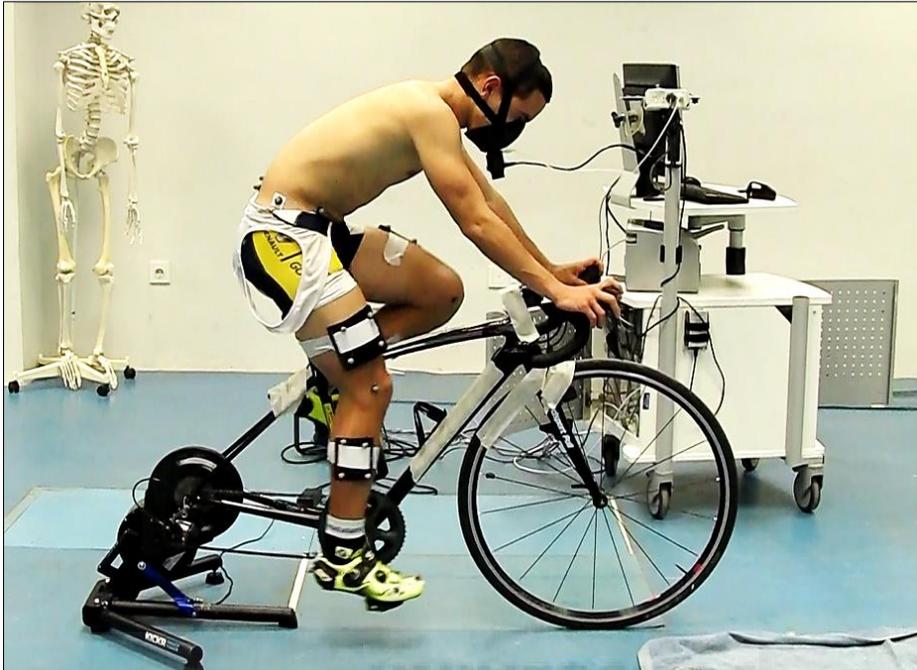


Figura 4.7. Prueba para determinar la eficiencia mecánica bruta.

que a nivel anaeróbico hay una relación negativa entre eficiencia y trabajo requerido (Lutanen, Rahkila, Rusko y Viitasalo, 1987). Padilla et al. (1998) situó el nivel del umbral de lactato, entre 4.5-5 W/kg en ciclistas profesionales, por lo que buscamos una intensidad inferior que se adecuara al nivel de los participantes y al porcentaje de $VO_{2m\acute{a}x}$ citado. Respecto a la duración de la prueba fue corta. La prueba física no superó los 30 min, controlando así la fatiga que puede afectar al componente lento, respuesta tardía debido al mantenimiento de una intensidad durante un tiempo determinado que empieza a incidir en el consumo de oxígeno incrementándolo (Hopker, O'Grady y Pageaux, 2017), variable vinculada a la eficiencia. Además, para la cinemática de la fase anterior, también es importante que no exista fatiga alta pues podría alterar datos de la flexo-extensión de tobillo y cadera (Sayers et al., 2012). La cadencia

de pedaleo se controló a 90 rpm como marcan los estándares (Hagberg et al., 1981; Hull et al., 1988; Neptuno et al., 1999) y que además los ciclistas experimentados suelen escoger como preferida (Jobson, Hopker, Korff y Passfield, 2012). Se realizó un descanso entre ambos test de 20 min.

Tratamiento de datos

Los registros adquiridos en la etapa anterior se trataron para evitar posibles fallos mediante los siguientes criterios.

Por un lado, de las 5 series efectuadas en el dinamómetro isocinético, se desestimó la primera y última para eliminar posibles errores por falta de familiarización con la prueba y fatiga. En cada serie, se realizaron a su vez 4 repeticiones donde se buscaron los ángulos de rodilla en su pico de torque, acotando la parte del movimiento donde se producía la velocidad isocinética. Se promediaron los ángulos de rodilla de las repeticiones de cada serie que mayor torque alcanzaron para obtener el ángulo óptimo para cada sujeto.

En cuanto al registro cinemático, de los dos ensayos efectuados en el análisis se escogió el que registraba menores huecos en la captura de los marcadores, los cuales eran rellenados utilizando las herramientas que proporciona el propio software de captura de imagen tridimensional (Nexus 2.5).

Por último, los datos de consumo de oxígeno se extrajeron de los últimos 3 min de cada prueba de 6 min, sabiendo que el VO_2 necesita tiempos superiores a 3 min para estabilizarse (Olgueta-Alday, 2014). Se utilizaron los valores del VO_2 registrados para obtener la eficiencia

mecánica bruta (variable dependiente) del test realizado utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{Eficiencia (\%)} = 100 * \text{Trabajo realizado} / \text{Gasto energético}$$

(Gaesser y Brooks, 1975)

Donde el trabajo realizado se obtiene de la potencia promedio multiplicada por la duración de la prueba, y el gasto energético se halla con los litros de oxígeno consumido por el equivalente calórico de oxígeno del coeficiente respiratorio (Peronnet y Massicotte, 1991).

Análisis estadístico

Se comprobó la normalidad de la distribución de la eficiencia mecánica bruta por medio del test de Shapiro-Wilk que en ambos grupos mostró una distribución normal. Se realizó un ANOVA mixto de dos factores: uno intrasujeto de medidas repetidas comparando el posicionamiento (MP y MO); y otro factor intergrupos comparando dos grupos de nivel (cicloturista y ciclomáster). Se fijó un valor de $p < 0.05$. En el factor intergrupos (nivel) se comprobó la igualdad de las varianzas mediante la prueba de Levene, constatándose que la variable presenta una varianza homogénea en los dos grupos. Como medida del tamaño del efecto del ANOVA se calculó el eta parcial al cuadrado (η_p^2). Para su interpretación se utilizaron los umbrales recomendados por Cohen (1988) como pequeño ($\eta_p^2 = 0.010$), medio ($\eta_p^2 = 0.059$) y grande ($\eta_p^2 = 0.138$). Al haber solamente dos niveles por cada factor, no se realizaron pruebas post hoc de comparación por pares.

El ANOVA se realizó por medio del software SPSS 24.0 para Windows.

4.3. RESULTADOS

Los resultados obtenidos en el estudio mejoraron la eficiencia mecánica bruta con el MO en casi el total de los ciclistas analizados. Sólo dos casos dieron resultados negativos, uno prácticamente inapreciable con un porcentaje de pérdida por debajo de 0.01%, que podría considerarse como neutro.

En lo referente a las medias marginales estimadas de eficiencia mecánica bruta mostradas en la figura 4.8 se observaron mejorías con los ajustes del MO más acentuadas en los participantes cicloturistas, en comparación a los ciclomásters.

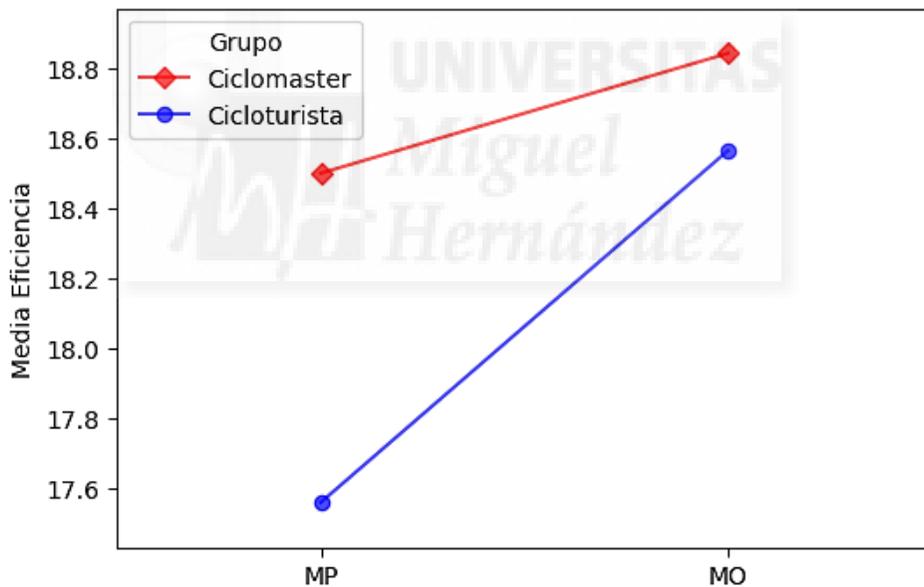


Figura 4.8. Gráfica de interacción de eficiencia mecánica bruta (%) para los dos grupos de ambos métodos, preferido (MP) y óptimo (MO).

En la tabla 4.2 se muestran los resultados obtenidos para la eficiencia mecánica bruta con sus ANOVAs. Existe una interacción significativa entre los dos factores con un tamaño del efecto alto ($\eta_p^2 = 0.444$), que indica que

los cambios que se producen al modificar la posición del sillín son diferentes en cada grupo. Existe un efecto principal significativo en el factor posicionamiento con un tamaño del efecto grande ($\eta_p^2 = 0.767$). Sin embargo no se ha encontrado un efecto principal significativo en el factor grupo. La media del porcentaje de eficiencia mecánica bruta obtenido mostró mejoras en el MO respecto al MP. Para el grupo de participantes ciclomásters el porcentaje promedio de mejora se estimó en un valor positivo del 1.77%, mientras que para los participantes cicloturistas, se halló en 5.82%.

Tabla 4.2. Medias y desviaciones típicas de la eficiencia mecánica bruta (%). Se incluyen los resultados del ANOVA mixto de dos factores: intrasujeto de medidas repetidas comparando el posicionamiento (método preferido y método óptimo); e intergrupos (cicloturista y ciclomáster).

| | Método Preferido | Método Óptimo | INTRASUJETO | | |
|--------------|--|---------------|-------------|-------|------------|
| | | | F(1,17) | p | η_p^2 |
| CICLOTURISTA | 17.56 ± 1.37 | 18.56 ± 1.28 | 56.06 | 0.000 | 0.767 |
| CICLOMÁSTER | 18.50 ± 0.60 | 18.84 ± 0.79 | | | |
| INTERSUJETO | F(1,17)=1.572, p=0.227, $\eta_p^2= 0.085$ | | | | |
| INTERACCIÓN | F(1,17)=13.554, p=0.002, $\eta_p^2= 0.444$ | | | | |

p: significación de la prueba t de muestras relacionadas; η_p^2 : eta parcial al cuadrado; F: estadística de distribución de Fisher-Snedecor.

4.4. DISCUSIÓN

Sabemos que en la actualidad no existe un método concluyente para el posicionamiento del tren inferior del ciclista sobre la bicicleta. Los criterios más utilizados se centran en situar el ángulo de rodilla entre 30-40° cuando la extremidad inferior se encuentra extendida en el punto muerto inferior

del ciclo de pedal (Holmes et al., 1994; Garcia-Lopez et al., 2009). Esta colocación se realiza principalmente mediante ajustes en la altura y el retroceso del sillín pero no existe un consenso definitivo sobre si el criterio utilizado es el más acertado. El rango articular de rodilla más utilizado es excesivamente amplio y puede variar la altura del sillín en varios centímetros para un mismo ciclista. También hemos de controlar aspectos cinemáticos de otras articulaciones como el tobillo, pues la cinemática del tobillo, afecta a la de la rodilla (Yanci, 2015).

Sabemos que cambios mínimos en los ajustes de la bicicleta pueden influir en el rendimiento del ciclista y su confort (Verma, Hansen, de Zee y Madeleine, 2016), por lo que encontrar un criterio más individualizado es necesario.

Actualmente diferentes marcas comerciales se han lanzado a la aventura de la biomecánica ciclista, utilizando fotogrametría bidimensional y tridimensional para analizar los ángulos articulares del deportista, además de potenciómetros con el objetivo de encontrar un equilibrio bilateral entre extremidades inferiores, y conseguir un estudio más personalizado. Pero sigue existiendo un vacío sobre qué posición es la más eficiente.

Utilizar el momento de fuerza máximo del ángulo de rodilla puede ser una alternativa en busca de un posicionamiento más eficiente. Hemos observado mediante la dinamometría isocinética, utilizando velocidades angulares similares a las producidas a una cadencia de pedaleo normal de 90 rpm (Hagberg et al., 1981; Hull et al., 1988; Neptuno et al., 1999), que este pico de torque angular se mantiene relativamente estable

durante tres semanas, pudiéndose utilizar como referencia para una colocación personalizada. Al trasladar este ángulo a la fase de máximo empuje mecánico del pedaleo, en torno a 90° del ciclo de pedal (Korff, Romer, Mayhew, y Martin, 2007), se ha demostrado en este estudio que existe mejoría en la eficiencia mecánica bruta al instante en la mayoría de los casos. Estos datos crean expectativas favorables, ya que se sabe que, ante ajustes en los componentes de la bicicleta, el ciclista necesita un tiempo de adaptación a la nueva postura, que le llevará a una mejora en el rendimiento (Burke, 2003). En el 90% de los casos en este estudio la optimización en la eficiencia se obtuvo en los primeros minutos de rodaje del ciclista en la nueva posición.

Una posible explicación es que en la mayoría de ciclistas la posición óptima se encontraba con una altura de sillín más baja que la preferida, y tal como concluyeron Bini et al. (2011), esto podía llevar a una ligera mejora en la fuerza resultante, aunque no esperasen cambios en la eficiencia, cosa que sí hemos encontrado en esta investigación, y en otras como la de Ferrer-Roca et al. (2014).

Por otro lado, Peveler (2008) defiende que una posición más alta de sillín producía un descenso en la cantidad de volumen de oxígeno requerido, sin embargo, estos datos son insuficientes para aclarar que haya un cambio en la eficiencia, pues necesitaríamos de otras variables como el RER, para calcular el coste energético y el trabajo (Ettema et al., 2009).

En cuanto a la eficiencia mecánica bruta, tanto para el MO como para el MP, el grupo que realiza más horas de entrenamiento promedio, los

ciclomásters, registró porcentajes de eficiencia mayores que el grupo menos entrenado, el cicloturista, coincidiendo estos datos con los de otros estudios de eficiencia en el ciclismo (Hopker, Coleman y Wiles, 2007). La categoría ciclomáster obtuvo un porcentaje de eficiencia de $19.04 \pm 1.8\%$, y la categoría cicloturista $17.74 \pm 1.31\%$.

Respecto a las mejoras en la eficiencia mecánica bruta obtenidas en el MO se observaron diferencias observables entre categorías, siendo mayores en cicloturistas (5.82%), respecto a las obtenidas por los ciclomásters (1.77%). Estos datos coinciden con estudios que obtienen mejoras en el rendimiento superiores en ciclistas no entrenados (Ashe et al., 2003; Bini y Carpes, 2014).

Por estas razones este estudio defiende el ángulo óptimo de rodilla adquirido mediante la dinamometría isocinética, como un posible método, válido y fiable para determinar el ángulo de rodilla idóneo para cada persona y provocar una mejora en el rendimiento ciclista.

En cualquier caso, la interpretación de los resultados de este estudio está limitada por la falta de muestra, además de por un desequilibrio en el contrabalanceo, habiendo un mayor registro de participantes que empezaron por el MP, respecto a los que se iniciaron en el MO.

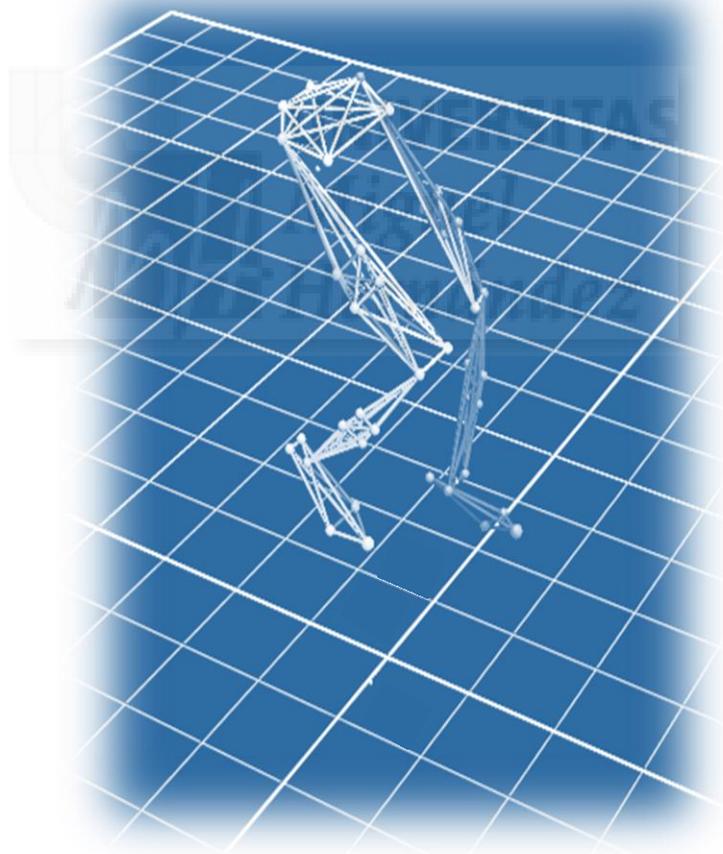


CAPÍTULO V

EPÍLOGO

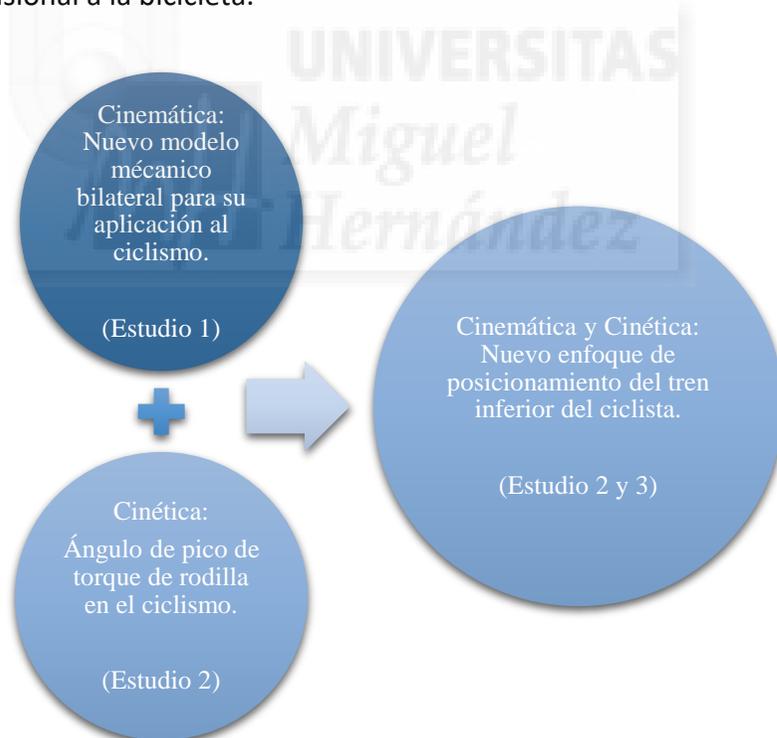


RESUMEN



EPÍLOGO

Los estudios de la presente tesis han ido orientados al análisis de un nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista sobre la bicicleta que trabaja con la dinamometría isocinética y la fotogrametría 3D. El primer estudio se centró en validar un modelo tridimensional adaptado al ciclismo. La segunda investigación valoró la validez y fiabilidad del ángulo óptimo de rodilla, obtenido por el método de la dinamometría isocinética para su aplicación al ciclismo. El tercer estudio registró la eficiencia mecánica bruta de una postura obtenida mediante el ángulo óptimo de rodilla del ciclista, transportado mediante el uso de la fotogrametría tridimensional a la bicicleta.



5.1. CONCLUSIONES

A continuación se resumen las principales conclusiones de esta tesis en relación a las hipótesis planteadas:

Hipótesis 1

- La adaptación al modelo mecánico para calcular el centro articular de la cadera es útil para ser usado sobre la bicicleta.

Conclusión 1

- La hipótesis 1 se cumple, el modelo pélvico de localización de la cadera propuesto para su utilización en ciclismo ha mostrado ser válido comparado con un modelo predictivo convencional (Estudio 1).

Hipótesis 2

- El test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla es fiable para ser utilizado en el ciclismo.

Conclusión 2

- La hipótesis 2 se cumple, el ángulo óptimo de rodilla obtenido por el dinamómetro isocinético a una velocidad ecológica para el ciclismo presenta una fiabilidad intersesión buena. Por lo tanto no es necesario realizar sesiones de familiarización para su aplicación en el ciclismo (Estudio 2).

Hipótesis 3

- El test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla es suficientemente válido comparado con el sistema de fotogrametría tridimensional.

Conclusión 3

- La hipótesis 3 se cumple parcialmente. La validez del ángulo de movimiento articular de rodilla entre la comparación de la técnica dinamométrica isocinética y la fotogrametría tridimensional obtuvo diferencias que pueden ser asumidas, al ser similares a la variabilidad intrasujeto que se produce durante el pedaleo en el punto de máximo empuje (Estudio 2).

Hipótesis 4

- El test de dinamometría isocinética para encontrar el ángulo óptimo de extensión de la rodilla es suficientemente válido comparado con el sistema de fotogrametría tridimensional.

Conclusión 4

- La hipótesis 4 se cumple parcialmente. Se encontraron mejoras en la mayoría de los casos de la eficiencia mecánica bruta para un criterio de ajuste de la bicicleta personalizado basado en hacer coincidir el ángulo óptimo de rodilla con la fase de empuje del pedal a 90°, la de mayor ventaja mecánica (Estudio 3).

5.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Limitaciones del estudio

La interpretación de los resultados de este estudio está limitada por algunos inconvenientes.

-No se sincronizó físicamente la medición del dinamómetro isocinético y la del Vicon, por lo que al comparar sus medidas del ángulo de rodilla, la sincronización a posteriori realizada podría sesgar las diferencias por exceso o por defecto (Estudio 2).

-Acerca del nuevo método de posicionamiento del tren inferior del ciclista, la muestra analizada es pequeña al dividirla en dos grupos, con la dificultad que esto supone a la hora de extraer conclusiones estadísticas (Estudio 3).

-No se controló la posición del tronco, el cual puede influir en el ángulo de flexión de cadera e indirectamente en la cinemática de la rodilla (Estudio 3).

-El punto de máxima eficiencia del pedal se ha estimado en la fase de empuje con la biela a 90° del ciclo y no siempre coincide con esta posición, siendo variable entre ciclistas (Estudio 3).

Futuras líneas de investigación

Se plantean como futuras líneas de investigación las siguientes propuestas:

-Realizar un seguimiento temporal de la evolución de la eficiencia mecánica bruta del pedaleo tras ser posicionado según el método del ángulo óptimo de rodilla.

-Valorar el efecto del ajuste de la altura del sillín según el ángulo óptimo de rodilla sobre la potencia máxima generada en el pedaleo.

-Valorar el impacto a largo plazo del posicionamiento según el método del ángulo óptimo de rodilla sobre la aparición de lesiones.

-Analizar exhaustivamente el comportamiento del tobillo en el pedaleo para determinar cómo influye en el comportamiento de la rodilla.

-Atender al posicionamiento del tronco, que afecta a la flexión de la cadera, la cual puede modificar la eficiencia mecánica bruta del pedaleo.



REFERENCIAS

- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M. y Fu F. H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal Strength Conditioning Research*. 21 (4), 1300-1304.
- Agencia Europea del Medio Ambiente. (2016). *Hacia una movilidad limpia e inteligente. Transporte y medio ambiente en Europa*. Luxemburgo, Ed. AEMA.
- Alencar, T. A. y Matias, K. S. (2009). Bike fit e sua importância no ciclismo. *Revista Movimenta*, 2 (2), 59-64.
- Algarra, J. y Gorrotxategi, A. (1996). *Fundamentos del ciclismo, el ciclista y su mundo*. Madrid, Ed. Gymnos.
- Alt, T., Knickerand, A. J. y Strüder, H. K. (2014). Factors influencing the reproducibility of isokinetic knee flexion and extension test findings. *Isokinetics and Exercise Science*. 22, 333-342.
- Alvero, J. R., García, J. y Carrillo de Albornoz, M. (2007). Lesiones del ciclista. Tecnopatías del ciclismo. *Lesiones deportivas, mecanismo, clínica y rehabilitación*. 409-422.
- Andersen, M. S., Mellon, S., Grammatopoulos, G. y Gill, H. S. (2013) Evaluation of the accuracy of three popular regression equations for hip joint centre estimation using computerised tomography measurements for metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty patients. *Gait and Posture*. 38 (4), 1.044-1047.
- Andersen, L.B., Schnohr P., Schroll M. y Hein H. O. (2000). All-cause mortality associated with physical activity during leisure time, work, sports, and cycling to work. *Archives of Internal Medicines Journal*. 160 (11), 1621-1628.

- Andriacchi, T.P., Andersson, G.B., Fermier, R.W., Stern, D. y Galante, J.O., (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 62 (5), 749–757.
- Araújo Vila, N., Fraiz Brea, J. A. y Paül Carril, V. (2012). El turismo activo como modalidad turística en expansión. Análisis de la oferta de turismo activo en España. *Revista de Contabilidad y Negocios*. 7 (13), 59-70.
- Asano T., Akagi M. y Nakamura T. (2005). The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis, in vivo analysis using a biplanar image-matching technique. *Journal Arthroplasty*. 20 (8), 1060–1067.
- 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.
- Asociación Médica Mundial. (2004). Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Tokio.
- Asplund, C. y Pierre, C. P. (2004). Knee pain and bicycling, Fitting concepts for clinicians. *The Physician and Sports Medicine*. 32 (4), 1-10.
- Assi, A., Sauret, C., Massaad, A., Bakouny, Z., Pillet, H., Skalli, W. y Ghanem, I. (2015). Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait and Posture*. 42 (1), 46-47.
- Auge, M. (2009). *Elogio de la bicicleta*. Barcelona, Ed. Gedisa.
- Baino, F., (2011). Evaluation of the relationship between the body positioning and the postural comfort of non-professional cyclist, a new approach. *Journal Sport Medicine Physical Fitness*. 51, 59-65.

- Bailey, M. P., Maillardet, F. J. y Messenger, N. (2003). Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal Sports Science*. 21(8), 649-57.
- Baker, A. (2002). *Medicina del Ciclismo*. Barcelona, Ed. Paidrotibo.
- Banister, D. (2007). Sustainable transport, challenges and opportunities. *Transportmetrica*. 3 (2), 1-106.
- Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J. y Martin, J. C. (2011). Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43 (9), 1689-1697.
- Barrios, C., Sala, D., Terrados, N. y Valenti, J. R. (1997) Traumatic and overuse injuries in elite professional cycling. *Sports Exercise Injury*. 3, 176-179.
- Bell, A. L., Brand R. A. y Pedersen, D. R., (1989) Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 1989, 8 (1), 3-16,
- Bell, A. L., Petersen, D. R. y Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*. Vol. 23, 617-621.
- Belluye, N. y Cid, M. (2001). Approche biomécanique du cyclisme, données de la littérature. *Science and Sports*. 16 (2), 71-87.
- Bertucci, W., Ahlem, A. y Polidori, G. (2012) Analysis of the pedaling biomechanics of masters cyclists, A preliminary study. *Journal Science Cycling*. 1 (2), 42-46.
- Bini, R., (2012). Patellofemoral and tibiofemoral forces in cyclists and triathletes, effects of saddle height. *Journal Science Cycling*. 1 (1), 9-14.

- Bini, R. y Carpes, F. (2014). *Biomechanics of cycling*. Heidelberg, Ed. Springer.
- 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.
- Bini, R., Hume, P. A., Croft, J. L y Kilding, A. E. (2013). Pedal force effectiveness in Cycling, a review of constraints and training effects. *Journal Science Cycling*. 2 (1), 11-24.
- Bini, R., Hume, P. A. y Kilding, A. E. (2014). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *European Journal Sport Science*. 14 (1), 44-52.
- Bini, R., Tamborindeguy, A. y Mota, C. (2010). Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *Journal Sport Rehabilitation*. 19 (3), 301-314.
- Blaha, J.D., Mancinelli, C. A., Simons, W. H., Kish, V. L. y Thyagarajan, G. (2003). Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 410, 25–34.
- Blair, S. N. (1992). Actividad física, condición física y salud. *Actas del Congreso del Comité Olímpico*. 171-179. I.A.D., Málaga.
- Blake, O. M., Champoux y Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Medicine Science Sports Exercis*. 44 (5), 926-938.
- Bland, M. J. y Altman, G. D. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods Medical Research*. 8, 135-160.
- Bolourchi, F. y Hull, M. L. (1985). Measurement of rider induced loads during simulated bicycling. *International Journal Sport Biomechanics*. 1, 308-329.

- Borhani, M., McGregor, A. y Bull, A. (2013). An alternative technical marker set for the pelvis is more repeatable than the standard pelvic marker set. *Gait and Posture*. 38(4), 1032–1037.
- Bouffard, V., Begon, M., Champagne, A., Farhadnia, P., Vendittoli, P. A., Lavigne, M. y Príncipe, F. (2012). Hip joint center localisation, A biomechanical application to hip arthroplasty population. *World Journal of Orthopedics*. 3 (8), 131-136.
- 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 pedalling analysis. 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (IcSPORTS). Oporto.
- Bovim, G. y Andersen, K. (1992). Nerve compression symptom after a long bicycle ride-the great test of strength. *Tidsskrift for Den Norske Laegeforening*. 112, 2199-2201.
- Brockett, 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.
- Bruening D.A., Crewe A. N. y Buczek F.L. (2008). A simple, anatomically based correction to the conventional ankle joint center. *Clinical Biomechanics*. 23 (10), 1299-1302.
- Brughelli, M., Nosaka, K. y Cronin, J. (2009). Application of eccentric exercise on an Australian Rules football player with recurrent hamstring injuries. *Physical Therapy in Sport*. 10 (2),75-80.
- Burke, E. R. (2003). *High-tech cycling*. Champaign, Human Kinetics.
- Cabezas, D. (2016). *La revolución silenciosa, la bicicleta como motor de cambio en el siglo XXI*. Barcelona, Ed. Universidad Oberta de Catalunya.

- 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.
- Callaghan, M. J. y Phil, M. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 9 (3), 226-236.
- Calvo-López, M. C. (2009). *Análisis de los factores de riesgo de lesión en el ciclismo de carretera federado de la región de Murcia*. (Tesis Doctoral). Universidad Católica San Antonio. Murcia.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G. y Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*. 39 (6), 1096-106.
- Capelli, C., Schena, F., Zamparo, P., Monte, A. D., Faina, M. y Prampero, P. E. (1998). Energetics of best performances in track cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 30 (4), 614-624.
- Cappozzo A. (1984), Gait analysis methodology. *Human Movement Science*. 3, 27-54.
- Cappozzo, A. (1991). Three-dimensional analysis of human walking, experimental methods and associated artefacts. *Human Movement Science*. 10, 589–602.
- Carmichael, C. y Burke, E. (2006). *Bicicleta, salud y ejercicio*. Badalona, Ed. Paidotribo.
- Carpes, F. P., Dagnese, F., Bini, R. R., Diefenthaler, F., Rossato, M., Mota, C. B. y Guimaraes, A. C. S. (2006). Características cinemáticas da pedalada em ciclistas competitivos de diferentes modalidades. *Portuguese Journal of Sports Science*. 6 (1), 7–14.

- Castellote Olivito, J. M. (1986). Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista. *Archivos de Medicina del Deporte*. 3 (11), 233-238.
- Candotti, C. T., Loss J. F., Bagatini, D., Soares, D. P., da Rocha, E. K., de Oliveira, A. R. y Guimarães, A. C. (2008). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 19 (5), 915-21.
- Cavanagh, P. R. y Sanderson, D. J. (1986). The biomechanics of cycling, studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. En Burke, E.R. (ed.), *Science of cycling*. 91-122. Champaign, Ed. Human Kinetics Publishers.
- Cerro Rodríguez, B. (2014). *Influencia de la biomecánica en las lesiones de rodilla del ciclista*. Valladolid, Ed. Universidad de Valladolid.
- Chapman, A., Vicenzino, B, Blanch P. y Hodges, P. (2009). Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2 (1), 31-4.
- Chen, C. F. y Cheng, W-C. (2016). Sustainability SI, exploring heterogeneity in cycle tourists preferences for an integrated bike-rail transport service. *Networks and Spatial Economics*, 16 (1), 83-97.
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C. y Beynon B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. (356), 111-8.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New york, Lawrence Erlbaum.
- Cohen, J. D. y Gross, M. T. (2005). Effect of bicycle racing saddle design on transcutaneous penile oxygen pressure. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 45 (3), 409-18.

- 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.
- Coyle, E. F. (1999). Physiological determinants of endurance exercise performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2: 181-189.
- Coyle, E. F. (2005). Improved muscular efficiency displayed as Tour de France champion matures. *Journal of Applied Physiology*. 98, 2191-2196.
- 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.
- Clarsen, B., PT, Krosshaug, T. y Bahr, R. (2010). Overuse Injuries in Professional Road Cyclists. *The American Journal of Sports Medicine*. 38, 12.
- Cramblett, C. (2013). First consensus statement on definitions and key concepts. *Medicine of Cycling*. Disponible en, <http://www.medicineofcycling.com>
- Cramer, M. (2016). Cycling in Europe. Plenario de clausura Velo-City Global 2016. European Cyclist Federation. Taipei.
- Davies, C. (1980). Effect of air resistance on the metabolic cost and performance of cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 45 (2-3), 245-254.
- Davis, R. R. y Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling, II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*. 14, 857-872.

- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D. y Gage, R., (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 10, 575–587.
- De Bernardo Tejedor, M. N. (2013). Lesiones traumáticas y por sobrecarga en ciclistas de élite. Estudio epidemiológico y análisis de patrones baropodrométricos. (Tesis Doctoral). Universidad Cardenal Herrera. Valencia.
- De Koning, J. J., Noordhof, D. A., Lucia, A., y Foster, C. (2012). Factors affecting gross efficiency in cycling. *International Journal of Sports Medicine*. 33(11), 880-885.
- De Mondenard, J. P. (1994). *Lesiones del ciclista, del síntoma a la causa mecánica*. Barcelona, Ed. Ciba-Geigy.
- De Momi, E., Lopomo, N., Cerveri, P., Zaffagnini, S., Safran, M.R. y Ferrigno, G., (2009). In-vitro experimental assessment of a new robust algorithm for hip joint centre estimation. *Journal of Biomechanics*. 42 (8), 989–995.
- De la Cruz, J. F. (2002). Periodismo y ciclismo. Perspectivas del papel organizador de la prensa. *Revista Latina de Comunicación Social*. 50.
- De Ste Croix, M., Deighan, M. y Armstrong, N. (2003). Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. *Sports Medicine*. 33 (10), 727-43.
- Del Valle, M., Méndez, B., Egocheaga, J. y Sirgo, G. (1998). Aplicaciones de la biomecánica al alto rendimiento deportivo. Importancia del rango de movimiento específico (REM) en la evaluación isocinética. *Archivos Medicina Deporte*. 65, 193.
- Delibes, M. (1988). *Mi querida bicicleta*. Pamplona, Ed. Ken.

- 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.
- Dennis, D. A., Mahfouz, M. R., Komistek, R. D. y Hoff, W. (2005). In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *Journal of Biomechanics*. 38, 241–253.
- Dettori, N. J. y Norvell, D. C. (2006). Non-traumatic bicycle injuries, a review of the literature. *Sports Medicine*. 36 (1), 7-18.
- Di Prampero, P. E. (2000). Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European Journal of Applied Physiology*. 82, 345-360.
- Dias, R. C., Dias, J. M. y Ramos, L. R. (2003). Impact of an exercise and walking protocol on quality of life for elderly people with OA of the knee. *Physiotherapy Research International*. 8, 121-30.
- Diefenthaler, F., Bini, R. R., Carpes, F.P. y Vaz, M.A. (2012). Analysis of pedaling technique during cycling until exhaustion. *Motriz Revista Educação Física*. 18 (3), 476-486.
- 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.
- Diefenthaler, F., Bini R., Laitano, O., Guimarães, A. C., Nabinger, E., Carpes F. P. y Bolli, C. (2006). Assessment of the effects of saddle position on cyclists pedaling technique. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 38, (5), 181.
- Dingwell, J. B., Joubert, J. E., Diefenthaler, F. y Trinity, J. D. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions Biomedical Engineering*. 55 (11), 2666-2674.

- Disley, J. (2013). Q factor on cycling, Kinematic and physiological effect (Tesis Doctoral). Universidad de Birmingham. Birmingham.
- Dunn, A. L., Andersen, R. E. y Jakicic, J. M. (1998). Lifestyle physical activity interventions. History, short- and longterm effects, and recommendations, *American Journal of Preventive Medicine*. 15 (4), 398-412.
- Eco-counter. (2015). Worldwide cycling index 2015. Plenario Velo-City Global 2016. European Cyclist Federation. Taipei.
- 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.
- Ekman, E. F., Pope, T., Martin, D. F. y Curl, W. W. (1994). Magnetic resonance imaging of iliotibial band syndrome. *American Journal of Sports Medicine*. 22, 851–854.
- Engelbrechtsen, L., Steffen, K., Alonso, J. M., Aubry, M., Dvorak, J., Junge, A., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Renström, P. y Wilkinson, M. (2010). Sports injuries and illnesses during the Winter Olympic Games 2010. *British Journal of Sports Medicine*. 44 (11), 772–780.
- Ericson, M. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavian Journal of Medicine*. 16, 1-43.
- Ericson, M. O. y Nisell, R. (1987). Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy*. 67 (9), 1365-1369.
- Ericson, M. O., Nisell, R. y Németh, G. (1988). Joint Motions of the Lower Limb During Ergometer Cycling. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 9 (8), 273-278.

- Erigh, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. y Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*. 39, 2798-2809
- Erigh, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. y Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*. 40(10), 2150-2157.
- Ettema, G. y Loras, H. W. (2009). Efficiency in cycling, a review. *European Journal of Applied Physiology*. 106 (1), 1-14.
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T. M. y Benjamin, M. (2007). Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 10 (2), 74-6
- Faria, E. W., Parker, D. L. y Fria, I. E. (2005). The Science of Cycling, Factors Affecting Performance. *Sports Medicine*. 35 (4), 313-337.
- Faria, I. E. y Cavanagh, P. (1978). *The physiology and biomechanics of cycling*. New York, Ed. John Wiley & Sons.
- Farrell, K. C., Reisinger, K. D. y Tillman, M. D. (2003). Force and repetition in cycling, possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee*. 10 (1), 103-109.
- Feiring, D., Ellenbecker, T. y Dercheid, G. (1990). Test- retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 11, 298300.
- Fernández Latorre, F. M. (2015). Los flujos turísticos, capital territorial y uso de la bicicleta. Andalucía como modelo de destino emergente en cicloturismo. *Revista de Estudios Andaluces*. 32, 76-107.
- Ferreira-Junior, J. B., Vieira, C. A., Soares, S. R., Magalhães, I. E., Rocha-Júnior, V. A., Vieira, A. y Bottaro, M. (2013). Effects of different

isokinetic knee extension warm-up protocols on muscle performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 53 (3), 25-9.

Ferrer-Roca, V. (2015). Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados. Influencia de factores biomecánicos y energéticos (Tesis doctoral). Universidad de León. León.

Ferrer-Roca, V., Bescós, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O. y Garcia-Lopez, J. (2014). Acute Effects of Small Changes in Bicycle Saddle Height on Gross Efficiency and Lower Limb Kinematics. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 28 (3), 784-791.

Ferrer-Roca, V., Roig A., Galilea, P. y García-López, J. (2011). Static versus dynamic evaluation in bike fitting, Influence of saddle height on lower limb kinematics. *Journal of Sport Sciences*. 26 (11), 3025-3029.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P. y Garcia-Lopez, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists, static vs. Dynamic evaluation in bike fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 26 (11), 3025-3029.

Fieser, L., Quigley, E., Wyatt, M., Sutherland, D. y Chambers, H. (2000). Comparison of hip joint centers determined from surface anatomy and CT scans, two case studies. *Gait and Posture*. 11, 119–120.

Fincham, B. (2006). Bicycle messengers and the road to freedom. *The Sociological Review*. 54 (1), 208-222.

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.

Fong, D. T. P., Hong, Y., Chan, L. K., Yung, P. S. y Chan, K.M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine*. 37 (1), 73-94.

- Frigo, C. y Rabuffetti, M. (1998). Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait and Posture*. 8, 91-102.
- Freeman, M. y Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*. 38, 197–208.
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Hägglund, M., McCrory, P. y Meeuwisse, W. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*. 16 (2), 83–92.
- Fundación ECA Bureau Veritas. (2015). *Barómetro anual de la bicicleta 2015*. Dirección General de Tráfico. Madrid.
- Froböse, I. (2006). *Cycling and Health*. Köln, Ed. Deutsche Sporthochschule.
- Gabbe, B. J., Finch, C. F., Cameron, P. A. y Williamson O.D. (2005). Incidence of serious injury and death during sport and recreation activities in Victoria, Australia. *British Journal of Sports Medicine*. 39, 573-577.
- Gaesser, G. A. y Brooks, G. A. (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *Journal of Applied Physiology*. 38(6), 1132-1139.
- Gamage S. y Lasenby J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*. 35(1), 87.
- García González, C., Albaladejo Vicente, R., Villanueva Orbáiz, R. y Navarro Cabello, E. (2015). Deporte de ocio en España, epidemiología de las lesiones y sus consecuencias. *Actividad física y salud*. 119, 62-70.

- García-López, 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.
- García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J. y Rodríguez-Marroyo, J. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Science*. 34 (17), 1619-1626.
- García-López, J. y de Galdeano, I. G. (2009). Ventajas e inconvenientes de ajustar la bicicleta tomando como referencia las medidas corporales, altura, retroceso y ángulo del tubo del sillín. Fundación Ciclista Euskadi. Facultad de Ciencias del Deporte y la Salud. Universidad de León.
- García-López, 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.
- Garrido Chamorro, R. G., Pérez San Roque, J., González Lorenzo, M., Diéguez Zaragoza, S., Pastor Cesteros, López-Andújar, L. y Llorens Soriano, P. (2009). Epidemiología de las lesiones deportivas atendidas en urgencias. *Revista Emergencias*. 21 (1), 5-11.
- Garrido Castro, J. L., Cabezas, J. G., Santamaria Gómez, V. y González Navas, C. (2014). Diferencias en el análisis cinemático 2d / 3d de los parámetros utilizados para la evaluación del pedaleo en ciclismo. (Comunicación Científica). XXXVII Congreso de la sociedad ibérica de biomecánica y biomateriales. Madrid.
- Gaviria, M. (2006). La Bicicleta, ambientalmente perfecta. *Auzolan, Hoja Informativa del Colegio Navarro de Sociólogos y Politólogos*. (7), 5.

- Genoud, P., Sadri, H., Dora, C., Bidaut, L., Ganz, R. y Hoffmeyer, P., (2000) The hip joint range of motion, a cadaveric study. Conferencia de la Sociedad Europea de Biomecánicos.
- Gilroy, A. M., MacPherson, B. R. y Ross, L. M. (2008). *Prometheus. Atlas de anatomía*. Barcelona, Ed. Panamericana.
- 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.
- Gonzalez, H. y Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 22 (11-12), 1151-1161.
- Graydon, R., Fewtrell, D., Atkins, S. y Sinclair, J. (2015). The test-retest reliability of different ankle joint center location techniques. *The Foot and Ankle Online Journal*. 8 (1),11.
- 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.
- Häggglund, M., Waldén, M., Tilc, L. y Prunad, R. (2010). Importancia de la epidemiología en medicina del deporte. *Apunts Medicina Esport*. 45 (166), 57–59.
- Hamley, E. J y Thomas, V. (1967). Physiological and postural factors in calibration of the bicycle ergometer. *Journal of Physiol*. 191 (2), 55-56.
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson S. E. M. Yuan Z. y Theologis T.N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*. 40, 595-602

- Haushalter, G. y Lang, G. (1987). Biomécanique du genou du cycliste. *Medicine du Sport*. 61, (4).
- 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.
- Hazamy, A. A., Altmann, L.J., Stegemöller, E., Bowers, D., Lee, H. K., Wilson, J., Okun, M. S. y Hass, C. J. (2017). Improved cognition while cycling in Parkinson's disease patients and healthy adults. *Brain and Cognition Journal*. 113, 23-31.
- Hedfes, L. y Olkin, I. (1985). *Statistical Methods for Meta-Analysis*. Academic Press, New York, NY.
- 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.
- Herráez Pindado, J. (2007). Del caballo a la bicicleta un ejemplo de analogía cognitiva. En Bonnet D. Chavez García, M. J. y Duchene, N. *Littérature, langages et arts, rencontres et création*. 21. Universidad de Huelva.
- Ho, C. I., Liao, T. Y., Huang, S. C. y Chen, H. M. (2015). Beyond environmental concerns, using means-end chains to explore the personal psychological values and motivations of leisure/recreational cyclists. *Journal of Sustainable Tourism*. 23 (2), 234-254.
- Holden, J. P. y Stanhope, S. J. (2000). The effect of uncertainty in hip center location estimates on hip joint moments during walking at different speeds. *Gait and Posture*. 11, 120-121.

- Holmes, J., Pruitt, A. y Whalen, N. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *American Journal of Sports Medicine*. 21 (3), 419–424.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L. y Whalen N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*. 13 (1), 187-205.
- Holzreiter S. H. y Köhle M. E., (1993) Assessment of gait patterns using neural networks. *Journal of Biomechanics*. 26 (6), 187-205.
- Hopker, J. G., Coleman, D. A., y Wiles, J. D. (2007). Differences in efficiency between trained and recreational cyclists. *Journal of Applied Physiology Nutrition Metabolism*. 32(6), 1036-1042.
- Hopker, J. G., O’Grady, C. y Pageaux, B. (2017). Prolonged constant load cycling exercise is associated with reduced gross efficiency and increased muscle oxygen uptake. *Scandinavian Journal of Medicine Science Sports*. 27 (4), 408-417.
- Hopkins, W. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*. 30, 375–381.
- Hopkins, W. (2015). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sportscience*. 19, 3642.
- Horowitz, J. F., Sidossis, L. S. y Coyle, E. F. (1994). High efficiency of type I muscle fibers improves performance. *International Journal of Sports Medicine*. 15, 152-157.
- Houtz, S. J. y Fischer, F. J. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *Journal of Bone Joint Surgery*. 41 (1), 123-131.
- Hugh-Jones, P. (1947). The effect of seat position on the efficiency of bicycle pedaling. *Journal of Physiology*. 106 (2), 186-193.

- Hull, M. L. y Gonzalez, H. (1988). Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *Journal of Biomechanics*. 21 (10), 839-849.
- Hull, M. L. y Jorge, M. (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*. 18 (9), 631-44.
- Instituto Nacional de Consumo. (2011). *Programa de prevención de lesiones, detección de accidentes domésticos y de ocio 2011*. Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. Madrid.
- Iunes, D. H., Bevilaqua-Gross, D., Oliveira, A. S., Castro, F. A. y Salgado, H. S. (2009). Comparative analysis between visual and computerized photogrammetry postural assessment. *Revista Brasileira Fisioterapia*. 13 (4), 308-315.
- Jeukendrup, A. E., Craig, N. P. y Hawley, J. A. (2000). The bioenergetics of World Class Cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 3 (4), 414-433.
- Jobson, S., Hopker, J., Korff, T., y Passfield, L. (2012). Gross efficiency and cycling performance: a brief review. *Journal of Science Cycling*. 1 (1), 3-8.
- Kadaba, M., Ramakrishnan, H., Wootten, M., Gaine, J., Gorton, G. y Cochran, G. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 7 (6), 849-860.
- Kahn Ribeiro, S., Kobayashi, S., Beuthe, M., Gasca, J., Greene, D., Lee D., Muromachi, Newton, P., Plotkin, S., Sperling, D., Wit, R. y Zhou, P. (2007). *Transport and its infrastructure*. Contribución al cuarto informe de evaluación del grupo intergubernamental de expertos sobre el cambio climático. Cambridge, ed. Cambridge university press.

- Kainz, H., Carty, C.P., Modenese, L, Boyd, R.N. y Lloyd, D.G., (2015). Estimation of the hip joint centre in human motion analysis, A systematic review. *Clinical Biomechanics*. 30 (4), 319-329.
- Kaltenborn, F. (2001). *Fisioterapia manual, extremidades*. 10ª Edición. Madrid, Ed. McGraw-Hill.
- Kang, M., Sadri, H., Mocozet, L., Magnenat-Thalmann, N. y Hoffmeyer, P. (2002). Accurate simulation of hip joint range of motion. Universidad de Ginebra.
- Kannus, P. y Beynon, B. (1993). Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *International Journal of Sports Medicine*. 14 (08), 422-426.
- Kapandji, I. A. (2011). *Fisiología articular, miembro inferior*. Barcelona, Ed. Panamericana.
- Kleinpaul, J. F., Mann, L, Diefenthaler, F., Pereira Moro, A. R. y Pivetta Carpes, F. (2010). Aspects determinants of body positioning for cycling, a systematic review. *Motriz*. 16 (4).
- Klimt, F. y Voigt, G. B. (1974). Studies for the standardisations of the pedal frequency and the crank length at the work on the bicycle-ergometer in children between 6 and 10 years of age (author's transl). *European Journal of Applied Physiology*. 33 (4), 315-326.
- 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.
- Kim y Jin-Uk. (2013). The Comparison of Sphere Fitting Methods for Estimating the Center of Rotation on a Human Joint. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 23 (1), 53-62.

- Kirkwood, R. N., Culham, E. G. y Costigan, P. (1999). Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location, effect on hip joint moments. *Clinical Biomechanics*. 14, 227–235.
- Kra, A. (2008). Sport-related injuries in an emergency department (prospective study with 310 cases). *Journal of Sports Traumatology*. 24, 204-8.
- 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.
- 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.
- Korff, T., Romer, M., Mayhew, I. y Martin, J. (2007). Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (6), 991-995.
- Kukadia, J., Zamfir, G., Arealis, G., Ahwood, N. y Karagkevrekis, B. (2015). Severe musculoskeletal injuries due to the use of cleats whilst cycling. *International Journal of Sports Exercise Medicine*. 1-3.
- Kulczyckia, C. y Halpenny, E. A. (2014). Sport cycling tourists setting preferences, appraisals and attachments. *Journal of Sport and Tourism*. 19 (2), 169-197.
- Kurdak, S. S., Özgünen, K., Adas, Ü., Zeren, C., Aslangiray, B., Yazıcı, Z. y Korkmaz, S. (2005). Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers. *Journal of Sports Science and Medicine*. 4, 489-498.
- Kyle, C. R. y Burke, E. R. (1984). Improving the racing bicycle. *Mechanical Engineering*. 106 (9), 34-45.

- LaFortune, M. A. y Cavanagh, P. R. (1983). Effectiveness and efficiency during bicycle riding. *International Series on Biomechanics*. 928-936.
- 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.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science, a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in psychology*. 4, 863.
- Lardelli Claret, P., Luna del Castillo, D., Jiménez Moleón, J., García Martín, M., Bueno Cavanillas, A. y Gálvez Vargas, R. (2003). Valoración del efecto del uso de casco en los ciclistas sobre el riesgo de sufrir lesiones craneales y de morir en España, entre 1990 y 1999. *Medicina Clínica*. 120, 85-88.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. y Giannini, S. (1999) Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*. Vol. 32, 99-103.
- Lenaerts, G., Bartels, W., Gelaude, F., Mulier, M., Spaepen, A., Van der Perre, G., Jonkers, I., (2009). Subject-specific hip geometry and hip joint centre location affects calculated contact forces at the hip during gait. *Journal of Biomechanics*. 42 (9), 1246–1251.
- Lemond, G. y Gordis, K. (1987). *Complete book of bicycling*. New York, Perigee books.
- Lindqvist, C., Sorsa, S., Hyrkäs, T. y Santavirta, S. (1986). Maxillofacial fractures sustained in bicycle accidents. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 15, 12-18.

- Lucía, A., Hoyos, J., Carvajal, A. y Chicharro, J. L. (1999). Heart rate response to professional road cycling, The Tour de France. *International Journal of Sports Medicine*. 20, 167-172. ☐
- Luhtanen, P., Rahkila, P., Rusko, H. y Viitasalo, J.T. (1987). Mechanical work and efficiency in ergometer bicycling at aerobic and aerobic thresholds. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131 (3), 331-337.
- Luukinen, H., Koski, K., Laippala, P. y Kivela, S. L. (1997). Factors predicting fractures during falling impacts among home-dwelling older adults. *Journal of American Geriatric Society*. 45, 1302-1309.
- Lopomo, N., Sun, L., Zaffagnini, S., Giordano, G. y Safran, M. R., 2010. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment, an in vitro analysis. *Clinical Biomechanics*. 25 (3), 206–212.
- Macpherson, A. y Spinks, A. (2008). Bicycle helmet legislation for the uptake of helmet use and prevention of head injuries. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 16 (3), CD005401.
- Mandroukas, K. (1990). Some effects of knee angle and foot placement in bicycle ergometer. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 1990 Jun; 30(2), 155-159.
- Mandroukas, K., Angelopoulou, N., Christoulas, K. y Vrabas, I. S. (2000). Cardiorespiratory and metabolic responses during straight and bent knee cycling. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 40 (2), 145-149.
- Marin, F., Mannel, H., Claes, L. y Durselen, L., (2003). Accurate determination of a joint rotation center based on the minimal amplitude point method. *Computer Aided Surgery*. 8 (1), 30–34.
- Marshall, S. W. y Guskiewicz K. M. (2003). Sports and recreational injury, the hidden cost of a healthy lifestyle. *Injury Prevention*. 9, 100-2.

- Martin, J. C. y Brown, N. A. (2009). Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *Journal of Biomechanics*, 42 (4), 474-479.
- Martin, J. C., Malina, R. M. y Spirduso, W. W. (2002). Effects of crank length on maximal cycling power and optimal pedaling rate of boys aged 8-11 years. *European Journal of Applied Physiology*. 86 (3), 215-217.
- 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.
- Martínez González-Moro, I. (1998). Isocinéticos en Medicina del Deporte. *Selección*. 7 (2), 88-94.
- Martins, E. A., Dagnese, F., Kleinpaul, J. F., Carpes, F. P. y Mota, C. B. (2007). Avaliação do posicionamento corporal no ciclismo competitivo e recreacional. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 9 (2), 183 -188,
- Matthews, C. E., Jurj, A. L., Shu, X. O., Li, H. L. y ang, G., Li, Q., Gao Y. T. y Zheng, W. (2007). Influence of exercise, walking, cycling, and overall nonexercise physical activity on mortality in Chinese women. *American Journal of Epidemiology*. 165 (12), 1343-1350.
- McClelland, J., Webster, K., Grant, C. y Feller, J. (2010). Alternative modelling procedures for pelvic marker occlusion during motion analysis. *Gait and Posture*. 31(4), 415-419.
- McDaniel, J., Durstine, J. L., Hand, G. A. y Martin, J. C. (2002). Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. *Journal of Applied Physiology*. 93 (3), 823-828.
- McLennan, J. G. y McLennan, J. C. (1991). Cycling and the older athlete. *Clinic Sports Medicine*, 10 (2), 291-299.

- Mellion, M. B. (1991). Common cycling injuries. Management and prevention. *Sports Medicine*. 11(1), 52-70.
- 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.
- Méndez, B., Del Valle, M., Sirgo, G. y Argüelles, I. (1999). Variaciones en el ángulo de producción del momento máximo de fuerza. *Archivos Medicina Deporte*. 15, 565.
- Menschik, F. (1997). The hip joint as a conchoid shape. *Journal of Biomechanics*. Vol. 30, 971-973.
- Mileva, K., Green, D. A. y Turner, D. L. (2004). Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling, modulation of cutaneous reflex responses to sural nerve stimulation. *Experimental Brain Research*. 158 (4), 450-464.
- Mileva, K. y Turner, D. L. (2003). Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling, adaptations to changes in crank length. *Experimental Brain Research*. 152 (3), 393-403.
- Moore, J., Hubbard, M., Schwab, A. L., Kooijmanb, J. D. y Petersona D. (2010). Statistics of Bicycle Rider Motion. *Procedia Engineering*. 2, 2937–2942.
- Morris, D. M. y Londeree, B. R. (1997). The effects of bicycle crank arm length on oxygen consumption. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 22 (5), 429-438.
- Moseley, L. y Jeukendrup, A. (2001). The reliability of cycling efficiency. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33: 621-627.

- Most, E., Axe, J., Rubash, H. y Li, G. (2004). Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *Journal of Biomechanics*. 37, 1743–1748.
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A. y Alacid, F. (2011). Spinal Posture of Thoracic and Lumbar Spine and Pelvic Tilt in Highly Trained Cyclists. *Journal of Sports Science Medicine*. 10, 355-361.
- Nair, S.P., Gibbs S., Arnold G., Abboud, R. y Wang, W. (2010). A method to calculate the centre of the ankle joint, a comparison with the Vicon Plug-in-Gait model. *Clinical Biomechanics*. 25 (6), 582-587.
- Nayal, W., Schwarzer, U., Klotz, T., Heidenreich, A. y Engelmann, U. (1999). Transcutaneous penile oxygen pressure during bicycling. *BJU International*. 83 (6), 623-625.
- Neely, F. G. (1998). Intrinsic risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Medicine*. 26 (4), 253-263.
- 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.
- Nordeen-Snyder, K. S. (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and Science in Sports*. 9 (2), 113-117.
- Novoa, A. M., Pérez, K., Santamariña-Rubio, E., Marí-Dell'Olmo, M., Ferrando, J., Peiró, R., Tobías, A., Zori, P. y Borrell, C. (2010). Impact of the penalty points system on road traffic injuries in Spain, a time-series study. *American Public Health Association*. 100 (11), 2220-2227.
- Nugent, E. P., Snodgrass, S. J. y Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinetics and Exercise Science*. 23, 205-214.

- Observatorio Cetelem. (2016). *Análisis del consumo en España, el sector de la bicicleta*. Madrid.
- Observatorio de la Juventud en España. (2014). *Sondeo de opinión, jóvenes, ocio y consumo 2014*. INJUVE. Disponible en, <http://www.injuve.es/observatorio/ocio-y-tiempo-libre>.
- Ogueta-Alday, A. (2014). Adaptación, validación y aplicación de una nueva tecnología para valorar la biomecánica de la carrera de resistencia. (Tesis Doctoral) Universidad de León. León.
- Oka, R. K., De Marco, T., Haskell, W. L., Botvinick, E., Dae, M. W., Bolen, K. y Chatterjee, K. (2000). Impact of a home-based walking and resistance training program on quality of life in patients with heart failure. *American Journal of Cardiology*. 85, 365-369.
- Oliveira Neves, J. M. y Esperança, J. P. (2011). Bike usage and cycle tourism, the pattern of portuguese associated bike riders. *Tourism and Management Studies*. 1, 191-200.
- Organización Mundial de la Salud. (2017). *Actividad Física*. Ginebra, Ed. OMS.
- Organización Mundial de la Salud. (2014). *Calidad del aire ambiente (exterior) y salud*. Ginebra, Ed. OMS.
- Organización Mundial de la Salud. (2014). *Informe sobre la situación mundial de las enfermedades no transmisibles de 2014*. Ginebra, Ed. OMS.
- Pabón Montealegre, M. V. (2012). Pedalear para no perder el equilibrio ambiental. *Revista Universitas Científica*. 15 (1).
- Pabst, R. y Putz, R. (2002). *Atlas de anatomía humana*. 22ª edición. Barcelona, Ed. Panamericana.

- Padilla, S., Mujika, I., Cuesta, G. y Goiriena, J. J. (1999). Level Ground and Uphill Cycling Ability in Professional Road Cycling. *Medicine Science In Sports College*. 31 (6), 875-885.
- Panesso, M. C., Trillos, M. C. y Guzmán I. T. (2009). *Biomecánica clínica de la rodilla*. Bogotá, Ed. Universidad del Rosario.
- Patterson, R. P. y Moreno, M. I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 22, (4), 512-516.
- Pequini, M. P. (2000). *A evolução tecnológica da bicicleta e suas implicações ergonômicas para a máquina humana, problemas da coluna vertebral x bicicletas dos tipos Speed e Mountain Bike*. San Pablo, Ed. Universidad de São Paulo.
- Perini, T. A., de Oliveira, G. L., dos Santos, J. y Oliveira, F.P. (2005). Technical error of measurement in anthropometry. *Revista Brasileira Medicina Esporte*. 11, 87-90.
- Peronnet, F. y Massicotte, D. (1991). Table of nonprotein respiratory quotient: an update. *Canadian Journal of Sport Sciences*. 16. 19-23.
- Peters, A., Baker, R. y Sangeux, M. (2010) Validation of 3-D freehand ultrasound for the determination of the hip joint centre. *Gait y Posture*. 31 (4), 530-532.
- Peterson, L. y Renstroen P. (1989). *Lesiones deportivas, prevención y tratamiento*. Barcelona, Médica Jims.
- Peveler, W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 22, 1355-1359.
- 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.

- Peveler, W., Breakers J. y Bishop P. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 21 (4), 1023-1027.
- Peveler, W. (2009). *The complet book of road cycling and racing*. Madrid, Ed. McGraw-Hill.
- 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.
- 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
- Piazza, S. J., Okita, N. y Cavanag, P. R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location, effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*. 34 (7), 967-973.
- Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N. y Cavanag, P. R. (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of Biomechanics*. 37(3), 349-356.
- Pincivero, D., Lephart, M. y Karunakara, A. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sport Medicine*. 18, 113-117.
- Pohl, M. B., Lloyd, C. y Ferber, R. (2010). Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait and Posture*. 32 (4), 559–563.
- Prentice, W. E. (2001). *Técnicas de Rehabilitación en Medicina Deportiva*. Barcelona, Ed. Paidotribo.

- 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.
- Puig i Boix, J. (1999). La bicicleta, un vehículo para cambiar nuestras ciudades. *Ecología política*. 17, 37-43.
- Ramos, D. J., Rubio, J. A, Fermín, C., Trigueros, E. y Jiménez, J. F. (2010). Nuevos métodos de valoración de las tendinopatías de rodilla en el ciclista. *Apunts de Medicina i Esport*. 45 (16), 209-212.
- 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.
- Rankin, J. W. y Neptune, R. R. (2010). The influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling, a simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*. 26 (4), 493-500.
- Rannama, I., Bazanov, B., Baskin, K., Zilmer, K., Roosalu, M. y Port, K. J. (2013). Isokinetic muscle strength and short term cycling power of road cyclists. *Journal of Humanistic Sport Exercise*. 8, 19-29.
- Rannama, I., Port, K., Bazanov, B. y Pedak, K. (2015). Sprint cycling performance and asymmetry. *Journal of Humanistic Sport Exercise*. 9 (1), 247-258.
- Rasmussen, J., Torholm, S. y Zee, M. (2009) Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 39, 52-57.
- Ricard, M. D., Hills-Meyer, P., Miller, M. G. y Michael, T. J. (2006). The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a wingate anaerobic test. *Journal of Sports Science Medicine*. 5 (1), 25-32.

- Richmond, D. R. (1994). Handlebar problems in bicycling. *Clinics Sports Medicine*. 13 (1), 165-173.
- Rubio-Sobrino, P. A., Rodríguez-Casares, R., Aguado, X. y Alegre, L. M. (2012). Ángulo óptimo articular y ejercicio, bases y aplicaciones. *Apuntes de Educación Física y Deportes*. 3, 109.
- Russell, K., Quinney, H., Hazlett, C. y Hillis, D. (1995). Knee muscle strength in elite male gymnasts. *Journal of Orthopedic Sport Physical*. 22, 10.
- Hamill, J., Selbie, W. S. y Kepple, T. M. (2014). Three-Dimensional Kinetics. En Robertson D. G., Caldwell G. E., Hamill J., Kamen, G. y Whittlesey, S. *Research Methods in Biomechanics*. Capítulo 2. 35-59. Champaign, Ed. Human Kinetics.
- Robert, J. G. y Conconi, F. (2005). *Ciclismo en carretera*. Primera edición. Barcelona, Ed. Hispano Europea.
- 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.
- Rojas-Rueda, D. (2011). Beneficios y riesgos para la salud del uso compartido de bicicleta. *Revista Evidencia*. 15 (1), 8.
- 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.
- Ruby, P., Hull, M. L. y Hawkins, D. (1992). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics*. 25 (1), 41-53.
- Rugg, S. G. y Gregor, R. J. (1987). The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling. *Journal of Biomechanics*. 20 (9), 899.

- Ruíz, J. R., Ortega, F. B., Castillo, M. J., Gutierrez, A. y Agil, A. (2006). Increased susceptibility to plasma lipid peroxidation in untrained subjects after an extreme mountain bike challenge at moderate altitude. *Journal of Sports Medicine*. 27 (7), 587-589.
- Ryschon, T. W. (1994). Physiologic aspects of bicycling. *Clinic Sports Medicine*. 13 (1), 15-38.
- Salai, M., Brosh, T., Blankstein, A., Oran, A. y Chechi, A. (1999). Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *British Journal of Sports Medicine*. 33 (6), 398-400.
- Salverberg, H. C., Van de Port, I. G., Williems, P. J. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*. 19 (4), 310-324.
- Sanchís-Gomar, F., Olaso-González, G., Corella, D., Gómez-Cabrera, M. C. y Vina, J. (2011). Increased average longevity among the "tour de france" cyclists. *Journal of Sports Medicine*. 32 (8), 644-647.
- Sanderson, D. J. (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Science*. 9 (2), 191-203.
- Sanderson, D. J. y 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).
- 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.

- Sanjuan Cerveró, R., Jiménez Honrado, P. J., Gil Monzó, E. R., Sánchez Rodríguez, R. J. y Fenollosa Gómez, J. (2005). Biomecánica de la rodilla. *Patología del Aparato Locomotor*. 3 (3), 189-200.
- 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.
- Santalla, A., Earnest, C. P., Marroyo, J. A., y Lucia, A. (2012). The Tour de France: an updated physiological review. *International Journal Sports Physiology and Performance*. 7 (3), 200-209.
- Sayers, M. G. L., Tweddle, A. L., Every, J. y Wiegand, A. (2012). Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60min cycling time trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 15(2), 169–174.
- Scheys, L., Desloovere, K., Spaepen, A., Suetens, P. y Jonkers, I. (2011). Calculating gait kinematics using MR-based kinematic models. *Gait and Posture*. 33 (2), 158–164.
- Schmidt, C. y Lima, M. (2004). A demanda por energia eletrica no brasil. *Revista Brasileira de Economia*. 58 (1), 67-98.
- Schwarzer, U., Sommer, F., Klotz, T., Cremer, C. y Engelmann, U. (2002). Cycling and penile oxygen pressure, the type of saddle matters. *European urology*. 41 (2), 139-43.
- Schwellnus, M. P. y Derman E. W. (2005) Common injuries in cycling, Prevention, diagnosis and management. *South African Family Practice*. 47 (7), 14-19.
- Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M. y Soutas-Little, R. W. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks - a cadaver study. *Journal of Biomechanics*. 28, 995-998.

- Serra y Serra, M. (2016). El cicloturismo y las vías verdes como ejemplo de turismo sostenible. *Revista CIDOB d'Afers Internacionals*, 113, 187-209.
- Sevick, M. A., Bradham, D. D., Muender, M., Chen, G. J., Enarson, C., Dailey, M. y Ettinger, W. H. (2000). Cost-effectiveness of aerobic and resistance exercise in seniors with knee osteoarthritis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32 (9), 1534-1540.
- Schache, A. G., Baker, R. y Lamoreux, L.W. (2006). Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis, an evaluation of methods. *Gait and Posture*. (1), 100-109.
- Shea, K.M., Lenhoff, M.W., Otis, J.C. y Backus, S.I. (1997). Validation of a method for location of the hip joint center. Proceedings of the second annual gait and clinical movement analysis meeting. *Gait and Posture*. 5, 157-158.
- Sheikh, A., Cook, A. y Ashcroft, R. (2004). Making cycle helmets compulsory, ethical arguments for legislation. *Journal of Royal Society of Medicine*. 97 (6), 262-265.
- Shenum, P. L. y de Vries H. A. (1976). The effects of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Medicines and Science of Sports Exercise*. 8 (2), 119-121.
- Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S. y Shiple, B. J. (2005). Road bicycle fit. *Clinic Journal of Sport Medicine*. 15, 271-276.
- Silder, A., Gleason, K. y Thelen, D. G. (2011). Influence of bicycle seat tube angle and hand position on lower extremity kinematics and neuromuscular control, implications for triathlon running performance. *Journal of Applied Biomechanics*. 27 (4), 297-305.
- Singla, D. y Veqar, Z. (2014). Methods of postural assessment used for sports persons. *Journal of Clinical Diagnostic Research*. 8 (4), LE01-4.

- Siscovick, D. S., LaPorte, R. E. y Newman, J. M. (1985). The disease-specific benefits and risks of physical activit and exercise. *Public Health Report*. 100, 180-188.
- Siston R. A. y Delp S. L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *Journal of Biomechanics*. 39 (1), 125-130.
- Slocker de Arce, A., Carrascosa, J., Fernández, F., Clemente de Arriba, C. y Gómez L. (2002). Análisis isocinético de la flexo-extensión de la rodilla y su relación con la antropometría del miembro inferior. *Rehabilitación*. 36, 86-92.
- Sommer, F., Schwarzer, U., Klotz, T., Caspers, H. P., Haupt, G. y Engelmann, U. (2001). Erectile dysfunction in cyclists. Is there any difference in penile blood flow during cycling in an upright versus a reclining position? *European urology*. 39 (6), 720-723.
- Sommer, F., König, D., Graft, C., Schwarzer, U., Bertram, C., Klotz, T. y Engelmann U. (2001). Impotence and genital numbness in cyclists. *International Journal of Sports Medicine*. 22 (6), 410-413.
- Sothorn, M. S., Loftin, M., Suskind, R. M., Udall, J. N. y Blecker U. (1999). The health benefits of physical activity in children and adolescents, implications for chronic disease prevention. *European Journal of Pediatrics*. 158, 271-274.
- Stagni R., Leardini A., Cappozzo A., Grazia Beneditti M. y Cappello A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*. 33 (11), 1479-1487.
- 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.

- Subdirección General de Estadística y Estudios. (2016). *Anuario de estadísticas deportivas 2016*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Madrid.
- Szczerbik, E. y Kalinowska, M. (2011). The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 13, 43–46
- Thorstensson, A., Grimby, G. y Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*. 40 (1), 12-16.
- Titlow, L. W., Ishee, J. H. y Anders, A. (1986). Effects of knee angle on sub maximal bicycle ergometry. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 26 (1), 52-54.
- Tomas, A., Ross, E. Z. y Martin, J. C. (2010). Fatigue during maximal sprint cycling, unique role of cumulative contraction cycles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 42 (7), 1364-1369.
- Too, D. (1990) Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Kinesiology, Sport Studies and Physical Education*. 94, 286-299.
- 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.
- Torres Elizburu, R. (2003). La bicicleta dentro de la movilidad urbana, El caso de Vitoria Gasteiz. *Lurralde, Investigación y espacio*. 26, 103-121.
- Unión Ciclista Internacional, UCI. (2017). *Reglamento deporte ciclista*. Disponible en, <http://www.rfec.com/normativa>

- Umberger, B. R. y Martin, P. E. (2001). Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics*. 17 (1), 55-62.
- Usabiaga, J., Crespo, R., Iza, I., Aramendi, J., Terrados, N. y Poza, J. J. (1997). Adaptation of the lumbar spine to different positions in bicycle racing. *Spine*. 22(17), 1965-1969.
- 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.
- 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.
- Van Mechelen, W., Hlobil, H. y Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine*. 14 (2), 82-99.
- 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.
- Véliz, C. (2000). Evaluación muscular isocinética del grupo flexo-extensor de rodilla. *Kinesiología*. 59, 53-57.
- Verma, R., Hansen, E., de Zee, M. y Madeleine, P. (2016). Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure and distribution and pedal force during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 27, 78-86.

- Vey-Mestdagh, K. (1998). Personal perspective, in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*. 29 (5), 325-334.
- Vrints, J., Koninckx, E., Van Leemputte, M. y Jonkers, I. (2011). The Effect of Saddle Position on Maximal Power Output and Moment Generating Capacity of Lower Limb Muscles During Isokinetic Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*. 27 (1), 1-7.
- Waldén, M., Hägglund, M. y Ekstrand, J. (2005). Injuries in Swedish elite football - A prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern during 2001. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 15 (2), 118–25.
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J. A., Muraski, E. y Kennedy, J. G. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *Journal American Academy Orthopedic Surgeons*. 15, 748-756
- Webborn, N., Willick, S. y Emery, C. A. (2012). The injury experience at the 2010 winter paralympic games. *Clinics in Sport Medicine*. 22 (1), 3-9.
- Weiss, B. D. (1985). Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. *American Journal of Sports Medicine*. 13 (3), 87-92.
- Wen, L. M. y Rissel, C. (2008). Inverse associations between cycling to work, public transport, and overweight and obesity, findings from a population based study in Australia. *Preventive Medicine Journal*. 46 (1), 29-32.
- Weston, R., Davies, N., Lumsdon, L., McGrath, P., Peeters, P., Eijgelaar, E. y Piket, P. (2012). *The European Cycle Route Network EuroVelo*. Parlamento Europeo. Bruselas.
- Wilber, C. A., Holland, G. J., Madison, R. E. y Loy, S. F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal Sports Medicine*. 16 (3), 201-206.

- Wilk, K. y Johnson, E. (1988). The reliability of the Biodex B- 2000. *Physical Therapy*. 68, 792.
- 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.
- Wood, W. C. (1990) Problemas médicos del ciclismo. *Sport and Medicine*. 5, 21-30.
- Worldwatch Institute. (2006). *La situación del Mundo 2006. Informe Anual del Worldwatch Institute sobre el progreso hacia una Sociedad sostenible*. Barcelona, Ed. Icaria.
- Wozniak Timmer, C. A. (1991). Cycling biomechanics, a literature review. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 14 (3), 106-13.
- Yanci, J. I. (2015). Análisis cinemático y diferencias bilaterales en la técnica de pedaleo de ciclistas profesionales. *Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud*. 13 (2), 1-12.
- Yin, L., Chen, K., Guo, L., Cheng, L., Wang, F. y Yang, L. (2015). Identifying the Functional Flexion-extension Axis of the Knee, An In-Vivo Kinematics Study. *Peer-Reviewed, Open Access Journal*. 10 (6), e0128877.
- Yoshihuku, Y. y Herzog, W. (1990). Optimal design parameters of the bicycle-rider system for maximal muscle power output. *Journal of Biomechanics*. 23, 1069-1079.
- Zadow, E. K., Kitic, C. M., Wu, S. S., Smith, S. T. y Fell, J. W. (2016). Validity of Power Settings of the Wahoo KICKR Power Trainer. *Journal of Sports Physiology and Performance*. 11(8), 1115-1117.

Zani, Z. (1992). The biomechanical correction of dismetry and paramorphism in cycling. *10º Congreso Internacional de Biomecánica en los Deportes*. Milán.

Zani, Z. (2010) *Pedalear bien*. Madrid, Ed. Tutor.

Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D. y Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*. 96, (3), 274-281.

Zamparo, P., Minetti, A. y di Prampero, P. (2002). Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal-crank. *Journal of Biomechanics*. 35 (10), 1387-1398.



