



Programa de Doctorado en Deporte y Salud

INFLUENCIA DEL *CORE* EN EL RENDIMIENTO Y EL RIESGO DE LESIÓN EN EL CICLISMO

D. Alberto Galindo Martínez

Director de la tesis

Dr. D. Jose Luis López Elvira

Codirector de la tesis

Dr. D. Alejandro López Valenciano

Universidad Miguel Hernández de Elche

Elche, 2021



La presente Tesis Doctoral, titulada “INFLUENCIA DEL *CORE* EN EL RENDIMIENTO Y EL RIESGO DE LESIÓN EN EL CICLISMO”, se presenta bajo la modalidad de **tesis por compendio**, uno de cuyos estudios fue publicado en una revista con alto factor de impacto (Q1).

La referencia completa que constituye dicho artículo de la Tesis es la siguiente:

Galindo-Martínez, A., López-Valenciano, A., Albaladejo-García, C., Vallés-González, J.M. y Elvira, J.L.L. (2021). Changes in the Trunk and Lower Extremity Kinematics Due to Fatigue Can Predispose to Chronic Injuries in Cycling. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18, (7), 3719.
<https://doi.org/10.3390/ijerph18073719>.





El Dr. D. Jose Luis López Elvira, director, y el Dr. D. Alejandro López Valenciano, codirector de la tesis doctoral titulada “Influencia del *core* en el rendimiento y el riesgo de lesión en el ciclismo”

INFORMAN

Que D. Alberto Galindo Martínez ha realizado bajo nuestra supervisión el trabajo titulado “Influencia del *core* en el rendimiento y el riesgo de lesión en el ciclismo” conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo al Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como tesis doctoral.

Lo que firmamos para los efectos oportunos, en Elche a 27 de septiembre de 2021.

Director de la tesis

Dr. D. Jose Luis López Elvira

Codirector de la tesis

Dr. D. Alejandro López Valenciano





El Dr. D. Francisco Javier Moreno Hernández, Coordinador del Programa de Doctorado en Deporte y Salud de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

INFORMA:

Que D. Alberto Galindo Martínez ha realizado bajo la supervisión de nuestro Programa de Doctorado el trabajo titulado “Influencia del *core* en el rendimiento y el riesgo de lesión en el ciclismo” conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo al Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como tesis doctoral.

Lo que firmo para los efectos oportunos, en Elche, a 28 de septiembre de 2021

Prof. Dr. D. Francisco Javier Moreno Hernández
Coordinador del programa de doctorado en Deporte y Salud



ÍNDICE

Abreviaturas	11
Lista de Figuras	13
Lista de Tablas.....	17
Resumen	19
Abstract	23
Capítulo 1. Introducción general	27
1.1. El ciclismo.....	28
1.2. Cinemática y ciclismo.....	29
1.3. Especificidad de la medida.....	32
1.4. <i>Core</i> y ciclismo	35
1.5. Líneas de actuación de la tesis.....	38
Capítulo 2. Objetivos e Hipótesis	39
2.1. Objetivos generales.....	40
2.2. Objetivos específicos	40
2.3. Hipótesis.....	41
Capítulo 3. Estudio 1.....	43
3.1. Resumen.....	44
3.2. Introducción	46
3.3. Método	48
3.4. Resultados	53
3.5. Discusión.....	56
3.6. Conclusiones	58
Capítulo 4. Estudio 2.....	59
4.1. Resumen.....	60
4.2. Introducción	62
4.3. Método	65
4.4. Resultados	70
4.5. Discusión.....	74
4.6. Conclusiones	78
Capítulo 5. Estudio 3.....	79
5.1. Resumen.....	80

5.2. Introducción	82
5.3. Método	84
5.4. Resultados	90
5.5. Discusión.....	94
5.6 Conclusiones	99
Capítulo 6. Epílogo	101
6.1. Conclusiones	102
6.2. Limitaciones de la tesis y futuras líneas de investigación	106
Capítulo 7. Referencias	109
Capítulo 8. Anexos	135
Agradecimientos	151



ABREVIATURAS

2D: 2 Dimensiones.

3D: 3 Dimensiones.

AP: Anteroposterior.

APP: Aplicación Móvil.

C7: Séptima vértebra cervical.

CA: Carretera.

CAC: Centro Articular de la Cadera.

CAL: Calentamiento.

CC: Circular.

CoP: *Center of Pressure* o Centro de Presiones.

DE: Desviación Estándar.

EIAS: Espina Iliaca Anterosuperior.

EIPS: Espina Iliaca Posterosuperior.

ERM: Error Radial Medio.

FAPT: *Frontal Abdominal Power Throw* o Lanzamiento Frontal de Potencia Abdominal.

FIN: Momento Final del test.

IMC: Índice de Masa Corporal.

INI: Momento Inicial del test.

ISAK: *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* o Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría.

L1: Primera vértebra lumbar.

LBP: *Low Back Pain* o Dolor Lumbar.

MB: *Mountain bike*.

MID: Momento a Mitad del test.

ML: Mediolateral

MPC: Modelo Pélvico Ciclista.

MPE: Modelo Pélvico Estándar.

MT: Modelo Trocantéreo.

OBLA: Inicio de Acumulación de Lactato en Sangre.

RMSE: *Root Mean Square Error* o Error Medio Cuadrático.

RPE: *Rating of Perceived Exertion* o Valoración del Esfuerzo Percibido.

SPM: *Statistical Parametric Mapping* o Mapeo Estadístico Paramétrico.

T6: Sexta vértebra torácica.

TR: Triatlón.

UPF: Umbral de Potencia Funcional.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1. Posicionamiento del sistema local de coordenadas de la pelvis según el modelo estándar (marcadores 1) y el modelo ciclista (marcadores 2). CAC: centro articular de cadera; $CAC_{x, y, z}$: distancia desde el centro del segmento pélvico hasta el centro de la articulación de la cadera derecha en cada eje del espacio.

Figura 3.2. Placas rígidas con 4 marcadores solidarios (*clusters*) colocadas en la parte exterior del muslo y de la pierna para facilitar el seguimiento de los marcadores internos de rodilla y tobillo.

Figura 3.3. Comparación de diagramas de árboles en el ángulo de flexión de la rodilla entre el modelo pélvico estándar (MPE) y el modelo pélvico ciclista (MPC) (izquierda), y entre el MPE y el modelo de trocánter (MT) (derecha). I: Izquierda; D: Derecha; 90 y 180 indica la posición de la biela.

Figura 3.4. Gráficos de Bland-Altman que comparan los modelos en términos de ángulo de la rodilla. En la columna de la izquierda, la posición de biela de 90°, y en la de la derecha, la posición de biela de 180°. MPE/MPC: modelo pélvico estándar frente a modelo pélvico ciclista; MPE/MT: modelo pélvico estándar frente a modelo trocántereo. Las líneas continuas representan las diferencias medias (sesgo); las líneas discontinuas representan los límites de acuerdo del 95%. Los datos de la rodilla izquierda están representados en oscuro, mientras que los de la rodilla derecha están en claro. Obsérvese la diferencia de escala en los gráficos de la fila superior y la fila inferior.

Figura 4.1. Vista anterior y posterior de la ubicación de los marcadores del modelo utilizado para capturar el movimiento del cuerpo. Marcadores técnicos rellenos de color naranja. Marcadores de calibración rellenos de color blanco.

Figura 4.2. Vista del sistema de coordenadas local de cada uno de los ángulos de las articulaciones y segmentos calculados. Las flechas curvas indican el signo positivo de cada eje de articulación o segmento.

Figura 4.3. Comparación de los ángulos de las articulaciones y de los segmentos a lo largo del tiempo de la prueba. Los paneles inferiores presentan los valores F del mapeo estadístico paramétrico del ANOVA de medidas repetidas, con la línea de puntos representando el umbral crítico. Las áreas sombreadas en rojo y gris indican las diferencias estadísticas entre las condiciones. Los valores horizontales representan un ciclo de pedaleo, partiendo de la posición superior del mismo pedal lateral. INI: medición a los 0 min; MID: medición a los 10 min; FIN: medición a los 20 min; SPM: *Statistical parametric mapping*; x, y, z: movimiento en el plano sagital, frontal y transversal, respectivamente.

Figura 4.4. Comparación de los ángulos de las articulaciones y los segmentos entre el calentamiento y la parte inicial de la prueba. En los paneles inferiores se muestran los valores t del mapeo estadístico paramétrico de la prueba t, con la línea de puntos representando el umbral crítico. Las áreas sombreadas en rojo y gris indican las diferencias estadísticas entre las condiciones. Los valores horizontales representan un ciclo de pedaleo, empezando por la posición superior del mismo pedal lateral. CAL: medición al iniciar el calentamiento; INI: medición a los 0 min de la prueba; SPM: *Statistical parametric mapping*. x, y, z: movimiento en el plano sagital, frontal y transversal, respectivamente.

Figura 5.1. Participante realizando una flexoextensión de tronco en el dinamómetro isocinético con un rango de movimiento de 30°. a) Posición inicial, máxima flexión de tronco (60°); b) posición final, máxima extensión de tronco (30°).

Figura 5.2. A la izquierda, participante realizando la prueba sobre el asiento inestable. A la derecha, se ve proyectado el centro de presiones en amarillo y el punto objetivo en rojo. Durante la ejecución no se mostraba la trayectoria a los participantes.

Figura 5.3. Diagrama de árboles donde se muestra el tamaño del efecto comparando entre las disciplinas ciclistas. CA: Carretera; TR: Triatlón; MB: *Mountain bike*; AP: Anteroposterior; ML: Mediolateral; CC: Circular; ERM: Error radial medio; RMSE: Error medio cuadrático; PC: Potencia Crítica; PT: Pico de Torque.





LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1. Comparación continua mediante el Error Medio Cuadrático (RMSE) entre los modelos biomecánicos. Los datos se presentan como media \pm DE.

Tabla 3.2. Comparación en posiciones discretas en el ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital entre los modelos biomecánicos. Los datos se presentan como media \pm DE.

Tabla 4.1. Comparaciones post-hoc entre las diferentes condiciones del ANOVA del Umbral de Potencia Funcional que representa el eje de las articulaciones y los grupos en los que se encontraron diferencias significativas. INI: medición a los 0 min; MID: medición a los 10 min; FIN: medición a los 20 min.

Tabla 5.1. Estadísticos descriptivos de la muestra de estudio.

Tabla 5.2. Estadísticos descriptivos de las pruebas realizadas de fuerza de tronco, estabilidad sedente, test de Umbral de Potencia Funcional y la comparación entre grupos mediante la prueba no paramétrica H de Kruskal-Wallis.

Tabla 5.3. Correlaciones bivariadas en la potencia crítica (absoluta y relativa) con el pico de torque de la musculatura del tronco (flexores y extensores) y con la cinemática de la región raquídea y pélvica.

Tabla 5.4. Correlaciones bivariadas en la cinemática de la región raquídea y pélvica con la prueba de estabilidad sedente y con el pico de torque de la musculatura del tronco (flexores y extensores).

Tabla 5.5. Correlaciones bivariadas entre la prueba de estabilidad sedente y la potencia crítica (absoluta y relativa).



RESUMEN

El registro y análisis del movimiento o cinemática en el ciclismo es comúnmente desarrollado en los *bike-fittings*, cuyo objetivo es optimizar el rendimiento y reducir el riesgo de sufrir lesiones crónicas en el ciclista. Para hallar los ángulos de las principales articulaciones en los análisis en 3 dimensiones (3D) durante los *bike-fittings*, es necesario localizar los centros articulares y los segmentos que unen estos puntos, si bien esta tarea presenta algunas dificultades. Concretamente en la articulación de la cadera, existen problemas para localizar el centro articular con el método convencional de valoración basado en marcadores externos en la pelvis, debido a la pérdida de los marcadores situados en la espina iliaca anterosuperior (EIAS), por ocultación debido a la flexión de cadera y tronco adquirida por el ciclista. Por tanto, se debe optimizar este método para hallar el centro articular de la cadera (CAC), de un modo más eficaz y válido, evitando la pérdida del marcador de las EIAS, lo que facilitará tanto el tratamiento como el análisis de los datos que se derivan de la localización de su posición. Otro de los problemas que surgen en los registros cinemáticos es la falta de conocimiento sobre cómo la fatiga del ejercicio puede afectar a la propia cinemática de las diferentes articulaciones raquídeas y del tren inferior durante el pedaleo. Estos cambios en la cinemática se han asociado con lesiones crónicas, sin embargo, muchos de los análisis que se realizan se hacen sin tener en cuenta la citada fatiga. Entre estas lesiones destacan las que se producen en la articulación de la rodilla y el dolor en la zona lumbar o *Low Back Pain* (LBP), que han sido explicadas a través de la cinemática. Finalmente, otra de las limitaciones que se observan en la literatura es el escaso conocimiento sobre cómo algunas dimensiones del *core* (fuerza y estabilidad) pueden relacionarse con la capacidad de producir potencia y con aspectos cinemáticos del tronco durante un test de duración moderada en ciclismo. El entrenamiento del *core* podría optimizar los programas de entrenamiento que buscan maximizar el rendimiento en

cualquier disciplina ciclista y reducir el riesgo lesional en las estructuras raquídeas y del tren inferior, que son donde se producen las lesiones más prevalentes en el ciclismo.

Por lo tanto, y partiendo de las tres limitaciones presentadas anteriormente, los objetivos principales de la presente Tesis Doctoral fueron: 1) Validar un nuevo modelo pélvico, con mayor aplicabilidad que el estándar para el ciclismo, que permita calcular con precisión y mayor rapidez el centro articular de la cadera; y, por otro lado, analizar la validez de un modelo basado en un marcador situado en el trocánter mayor del fémur; 2) Conocer el efecto de la fatiga sobre la cinemática de las articulaciones del tren inferior y raquis en un test de intensidad constante de 20 min; 3) Correlacionar variables de *core* (fuerza y estabilidad), la cinemática del tronco y la potencia producida en la bicicleta en un test de Umbral de Potencia Funcional (UPF) de 20 min. Por otro lado, se pretende comparar estas variables entre distintas disciplinas de ciclismo.

El primer estudio, que tuvo una muestra de 31 ciclistas, analizó la posición de las EIAS, el CAC y la flexoextensión de rodilla durante el pedaleo a través de tres modelos pélvicos distintos: el modelo pélvico estándar (MPE), que se basa en los marcadores de las EIAS y los de las espinas iliacas posterosuperiores; el modelo pélvico ciclista (MPC), que utiliza los marcadores de las espinas iliacas posterosuperiores y dos marcadores situados en los laterales de la pelvis actuando como *clusters* (para reconstruir el EIAS); y el modelo trocantéreo (MT) que utiliza un marcador situado en el trocánter mayor del fémur para localizar directamente el CAC en el plano sagital. Se analizaron las diferencias en puntos discretos del pedaleo (90° y 180°) y de manera continua mediante el error medio cuadrático (RMSE). Los principales hallazgos del primer estudio fueron que el MPC demostró ser un modelo válido para el ciclismo debido al bajo error que producía para el cálculo del CAC (< 4 mm) y para el ángulo de flexoextensión de rodilla (<1°), pero sobre todo por su mayor aplicabilidad para el ciclismo, ya que reduce el número de puntos ocultos en los registros.

Por otro lado el MT mostró un mayor error para el cálculo del ángulo de flexoextensión de rodilla ($>4.5^\circ$), lo que hace que no se pueda asumir como un método válido, a pesar de ser el más utilizado en los *bike-fittings*.

El segundo estudio investigó las alteraciones cinemáticas ocasionadas por la fatiga durante un test de intensidad constante como es el UPF, observando cómo podía alterar la cinemática de las estructuras raquídeas y del tren inferior en una muestra de 23 ciclistas. Durante el test se registró la cinemática en 3D de tobillo, rodilla, cadera, pelvis y tórax y en 2D de la zona lumbar, durante tres momentos del test: al inicio, a la mitad y al final. Se hallaron cambios significativos en el movimiento de algunas articulaciones raquídeas y del tren inferior, en los diferentes planos del movimiento, cuando aparecía la fatiga durante el test. Algunos de los resultados más importantes fueron el cambio en la flexión de tobillo, rodilla, mayor flexión del tórax y lumbar (plano sagital), mayor aducción de cadera, mayor inclinación pélvica y torácica (plano frontal) y mayor rotación torácica (plano transversal) al final del test respecto al principio. Estos cambios derivados del volumen de entrenamiento pueden estar relacionados con la aparición de lesiones crónicas en el ciclismo, por lo que es importante realizar los registros cinemáticos del *bike-fitting* en condiciones lo más ecológicas posibles en cuanto a la fatiga, puesto que la mayoría se realizan sin esta condición.

El tercer estudio analizó las correlaciones entre variables del *core* (fuerza, estabilidad y cinemática) y la producción de potencia en un test de UPF de 20 min en ciclismo y comparó el rendimiento en estas variables entre diferentes disciplinas. La muestra consistió en 30 deportistas de tres disciplinas que incluyen la bicicleta, concretamente ciclismo de carretera, *mountain bike* y triatlón. Se registró la fuerza de flexores y extensores de tronco mediante dinamometría isocinética, y la estabilidad sedente sobre un asiento inestable. También se realizó una prueba de UPF de 20 min donde se extrajo la potencia crítica del ciclista, y se registraron variables cinemáticas al final de la prueba como la flexión

lumbar y el movimiento de los segmentos pelvis y tórax a través de un sistema de captura de movimiento en 3D. Se encontraron diferencias significativas entre las tres disciplinas en el test circular de estabilidad sedente ($p= 0.03$), en la inclinación anterior torácica ($p= 0.01$) y en el rango de inclinación lateral torácica ($p= 0.04$). Al comparar entre las diferentes disciplinas se observó cómo los ciclistas de carretera tenían una mayor inclinación anterior torácica que las otras disciplinas, los de *mountain bike* tenían una mayor estabilidad sedente en el test circular y los de triatlón una mayor inclinación torácica. Por otro lado, solo se observó una correlación significativa entre la potencia relativa y la inclinación anterior torácica ($r= -0.59$, $p=0.008$) observando también relaciones dentro de los diferentes grupos, como una mayor flexión lumbar en los ciclistas de carretera que producían más potencia ($r= 1$, $p< 0.001$), una mayor inclinación anterior torácica en los ciclistas de *mountain bike* que producían más potencia ($r= -0.94$, $p=0.005$), y una menor flexión lumbar en los triatletas que producían más potencia ($r= -0.83$, $p=0.005$). Por ello, se puede afirmar que existen adaptaciones propias de cada disciplina ciclista a nivel de *core*. Sin embargo, no se ha podido comprobar que una mayor estabilidad o fuerza de tronco tenga relación con una mayor producción de potencia.

Por ello, tanto los resultados como la metodología aplicada en la presente Tesis Doctoral podrían ser utilizados por profesionales de las ciencias del deporte para optimizar el entrenamiento complementario del *core* entre los ciclistas.

Así mismo, los especialistas en *bike-fitting* podrían mejorar la metodología a utilizar, disminuyendo los errores de medida al ajustar la posición del tren inferior del ciclista, optimizando así el rendimiento y disminuyendo el riesgo de lesión.

Palabras clave: ciclismo, centro articular de la cadera, trocánter, *bike-fitting*, fatiga, raquis, tren inferior, cinemática, *statistical parametric mapping*, *core*, UPF, potencia crítica.

ABSTRACT

The recording and analysis of movement or kinematics in cycling is commonly developed in bike-fittings, whose objective is to optimize the performance and reduce the risk of chronic injuries of the cyclists. To calculate the angles of the main joints in 3-dimensional (3D) analysis during a bike-fitting, it is necessary to locate the joint centers, although this task presents some difficulties. Specifically, in the hip joint, there are some difficulties in locating the joint center with the conventional motion capture methods based on external markers placed on the pelvis, as the hip and trunk flexed posture tends to occlude the markers located on the anterior superior iliac spine (ASIS). Therefore, this method should be optimized to locate the hip joint center (HJC), more efficiently and validly, avoiding the occlusion of the ASIS markers, which will facilitate both the reduction and the analysis of the data derived from the localization of its position. Another problem that arises in kinematic recordings is the lack of knowledge about how the exercise fatigue can affect the kinematics of the different spinal and lower body joints during pedaling. These changes in kinematics have been associated with chronic injuries, however, many of the analyses are performed without considering the aforementioned fatigue. Among these injuries are the low back pain (LBP) and those that occur in the knee joint, which have been explained through kinematics. Finally, another limitation observed in the literature is the lack of knowledge on how some dimensions of the core (strength and stability) can be associated to the capacity to produce power on the bike and to the kinematic aspects of the trunk during a moderate duration test in cycling. Core training could optimize training programs that seek to maximize performance in any cycling discipline and reduce the risk of injury in the spinal and lower body structures, where the most prevalent cycling injuries occur.

Therefore, and starting from the three limitations presented above, the main objectives of this Doctoral Thesis were: 1) To validate a new pelvic model, with greater applicability in cycling than the standard one, allowing to calculate the hip joint center more accurately and quickly; and secondly, to analyze the validity of a model based on a marker located in the greater trochanter of the femur; 2) To estimate the effect of fatigue on the kinematics of the joints of the lower body and spine in a 20 min constant intensity test; 3) To correlate core variables (strength and stability), trunk kinematics and power output produced on the bicycle in a 20 min Functional Power Threshold (FTP) test; and secondly, to compare these variables between different cycling disciplines.

The first study, which had a sample of 31 cyclists, analyzed the position of the ASIS, HJC, and knee flexion-extension during pedaling through three different pelvic models: the standard pelvic model (SPM), which is based on the markers of the ASIS and those of the posterior superior iliac spines; the cycling pelvic model (CPM), which uses the markers of the posterior superior iliac spines and two markers located on the sides of the pelvis acting as clusters (to reconstruct the ASIS); and the trochanteric model (TM) which uses a marker placed on the greater trochanter of the femur to directly locate the HJC in the sagittal plane. Differences were analyzed at discrete points of pedaling (90° and 180°) and continuously using root mean square error (RMSE). The main findings of the first study were that the CPM proved to be a valid model for cycling due to the low error it produced calculating the HJC (< 4 mm) and the knee flexion-extension angle ($< 1^\circ$), but above all for its greater applicability in cycling, since it reduces the number of occluded points in the recordings. On the other hand, the TM showed a greater error in the calculation of the knee flexion-extension angle ($>4.5^\circ$), which means that it cannot be assumed as a valid method, despite being the most widely used in bike-fittings.

The second study investigated the possible kinematic alterations caused by fatigue during a constant intensity test such as the UPF, observing how it could alter the kinematics of the spinal and lower body structures in a sample of 23 cyclists. During the test, 3D kinematics of the ankle, knee, hip, pelvis, and thorax and 2D kinematics of the lumbar area were recorded during three moments of the test: at the initial, middle and final. Significant changes were found in the movement of some spinal and lower body joints, in the different planes of movement, when fatigue appeared during the test. Some of the most important results were the change in ankle and knee flexion, greater thoracic and lumbar flexion (sagittal plane), greater hip adduction, greater pelvic and thoracic inclination (frontal plane), and greater thoracic rotation (transverse plane) at the end of the test compared to the beginning. These changes derived from training volume may be related to the occurrence of chronic cycling injuries, so it is important to perform bike-fitting kinematic recordings under conditions as ecological as possible in terms of fatigue since most are performed without this condition.

The third study analyzed the correlations between core variables (strength, stability, and kinematics) and power output in a 20 min FTP test in cycling and compared performance in these variables between different disciplines. The sample consisted of 30 athletes from three disciplines involving cycling, namely road cycling, mountain biking, and triathlon. Trunk flexor and extensor strength were recorded using isokinetic dynamometry, and seated stability on an unstable seat on a force plate. A 20 min FTP test was also performed where the cyclist's critical power was extracted. Simultaneously, kinematic variables were recorded with a 3D motion capture system at the end of the test, such as lumbar flexion and the movement of the pelvis and thorax segments. Significant differences were found between the three disciplines in the circular seated stability test ($p= 0.03$), in the anterior thoracic tilt ($p= 0.01$), and in the lateral thoracic tilt range ($p= 0.04$). When comparing between the

different disciplines, it was observed that road cyclists had a greater thoracic anterior tilt than the other disciplines; mountain bikers had greater seated stability in the circular test and triathlon cyclists had a greater thoracic inclination. On the other hand, only a significant correlation was observed between relative power and thoracic anterior tilt ($r = -0.59$, $p = 0.008$) also observing relationships within the different groups, such as greater lumbar flexion in road cyclists who produced more power ($r = 1$, $p < 0.001$), a greater anterior thoracic inclination in the mountain bike cyclists who produced more power ($r = -0.94$, $p = 0.005$), and a lower lumbar flexion in the triathletes who produced more power ($r = -0.83$, $p = 0.005$). Therefore, it can be affirmed that there are adaptations specific to each cycling discipline at the core level. However, it has not been possible to prove that greater trunk stability or strength is related to greater power production.

Consequently, both the results and the methodology applied in this Doctoral Thesis could be used by sports science professionals to optimize complementary core training among cyclists.

Likewise, bike-fitting specialists could improve the methodology to be used, reducing measurement errors by adjusting the position of the cyclist's lower body, thus optimizing performance and reducing the risk of injury.

Keywords: cycling, hip joint center, trochanter, bike-fitting, fatigue, spine, lower extremity, kinematics, statistical parametric mapping, core, FTP, critical power.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN GENERAL



INTRODUCCIÓN GENERAL

1.1. El ciclismo

La bicicleta es probablemente el medio de transporte que más beneficios produce ambientalmente, económicamente y en términos de salud (Pucher & Buehler, 2008), por lo que es considerado un vehículo sostenible para el futuro del planeta y la mejora de la calidad de vida de la población (Psarikidou et al., 2020). El uso de la bicicleta se implementa en diferentes ámbitos como son el recreacional, el urbano y el competitivo. El ámbito urbano utiliza la bicicleta como medio de transporte, el recreacional la utiliza como medio para mejorar su salud y el deportivo utiliza la bicicleta para alcanzar un objetivo competitivo (Vallés-González, 2017). Dentro del ciclismo competitivo, cuyo objetivo es vencer en distintas competiciones individuales o colectivas, que en su mayoría son de larga duración (Santalla et al., 2012), se pueden encontrar distintas modalidades o disciplinas, como ciclismo de carretera, *mountain bike*, *BMX*, ciclocross, ciclismo en pista o descenso (Mostaert et al., 2021).

Las distintas posibilidades que ofrece el ciclismo a nivel saludable (Oja et al., 2017) y de rendimiento (Macaluso et al., 2003; Ruiz et al., 2006) lo hace uno de los deportes más populares y con mayor número de practicantes alrededor del mundo, estimándose que es un vehículo que utilizan aproximadamente 580 millones de personas (Oke et al., 2015), con por ejemplo más de 75.000 licencias federativas en España (INE, 2018).

La práctica regular de ciclismo puede generar una serie de adaptaciones para el organismo (Dinu et al., 2019). Por un lado, se puede conseguir una mayor condición física, mejorando el nivel cardiovascular (Ruiz et al., 2006), y la fuerza de las extremidades inferiores (Macaluso et al., 2003), o reduciendo el riesgo de sufrir enfermedades cardiovasculares como la obesidad (Wen & Rissel, 2008). Por el contrario, la repetición del

gesto del pedaleo, siendo habitual la realización de entre 30.000-35.000 km por año en los ciclistas profesionales (Lucia et al., 2001), unida a una mala técnica de pedaleo o una posición incorrecta en la bicicleta, puede incrementar el riesgo de desarrollar lesiones de carácter crónico (Dettori & Norvell, 2006). Por tanto, es fundamental optimizar la posición del ciclista y la técnica de pedaleo para reducir tanto el número de lesiones (Bini, 2016) como para aumentar el rendimiento, ya sea incrementando la potencia realizada (Peveler & Green, 2011) o mejorando la aerodinámica del binomio ciclista/bicicleta (Defraeye et al., 2010).

1.2. Cinemática y ciclismo

La biomecánica ciclista o *bike-fitting* busca perfeccionar la posición del ciclista y su técnica de pedaleo, para así optimizar el movimiento y reducir el número de lesiones del ciclista (Baino, 2011; Turpin & Watier, 2020). El *bike-fitting* es un proceso para ajustar la geometría de la bicicleta a las necesidades del ciclista (Fonda et al., 2014), que utiliza comúnmente la cinemática del movimiento para sus objetivos. En los últimos años ha incorporado nuevas herramientas y disciplinas en el análisis biomecánico, como el estudio de la aerodinámica (Fintelman et al., 2016), la cinética (Carpes et al., 2007; García-López et al., 2016) o la electromiografía (Bini et al., 2011). Sin embargo, la mayor parte de los *bike-fittings* se centran únicamente en el estudio del movimiento o cinemática (Swart & Holliday, 2019), a través del cual se intenta explicar tanto el riesgo de sufrir una lesión (Ferrer-Roca et al., 2012a), como la manera de optimizar el rendimiento (Peveler & Green, 2011), obviando en la mayoría de ocasiones el resto de ramas de estudio biomecánico en el ciclismo.

Los estudios cinemáticos suelen dividirse en fotogrametría bidimensional (2D), donde el registro se realiza en un único plano del espacio y solo se necesita una cámara, y en fotogrametría tridimensional (3D), que se realiza de manera simultánea con al menos dos

cámaras y que permite medir en los tres planos del espacio (Page et al., 2008). A pesar de que los métodos 3D, considerados el *gold standard* (del Blanco & López, 2016; Fonda et al., 2014), son mucho más precisos y permiten valorar los planos sagital (flexoextensión), frontal (abducción-aducción) y transversal (rotación interna y externa) de manera simultánea (Swart & Holliday, 2019), gran parte de estos estudios utilizan habitualmente métodos en 2D por su facilidad de uso, a pesar de que reducen la precisión de los análisis.

Por otro lado, los *bike-fittings* suelen utilizar dos métodos para optimizar la posición del ciclista en la bicicleta, el antropométrico y el goniométrico (Bini et al., 2011). El método usado tradicionalmente para ajustar la posición del ciclista era el método antropométrico, el cual se basa en utilizar proporciones de la longitud de ciertos segmentos corporales, para posteriormente optimizar la posición del tren inferior del ciclista a través de ecuaciones (Hamley & Thomas, 1967; Nordeen-Snyder, 1977). Sin embargo, este método ha sido sustituido por el método goniométrico, puesto que el método antropométrico asume proporciones iguales en todos los individuos. El método goniométrico se basa en mediciones de los ángulos que se producen en las articulaciones durante el pedaleo, lo que supone una valoración dinámica que muestra lo que ocurre en la articulación en toda la fase de pedaleo, demostrando así ser más válido y fiable en ciclismo para optimizar el rendimiento y reducir el riesgo de lesiones (Ferrer-Roca et al., 2012a).

A pesar de la mayor validez y fiabilidad del método goniométrico, este método requiere antes calcular los centros articulares y la posición de distintos segmentos corporales (Bini & Carpes, 2014), los cuales no se realizan muchas veces de manera precisa, reduciendo así la fiabilidad y validez de los análisis llevados a cabo. Por ejemplo, en la extremidad inferior se han de calcular el centro articular de la cadera (CAC), de la rodilla (CAR) y del tobillo (CAT). Entre estos, el CAC es el más difícil de localizar debido a que se ubica a una distancia lejana de puntos óseos palpables (Della Croce et al., 2005). Por ello, existen dos

enfoques (que son los métodos utilizados para calcular los centros articulares) para hallar el CAC a través de marcadores externos (esferas reflectantes posicionadas sobre la piel detectados por las cámaras), situados en las espinas iliacas anterosuperiores y en las espinas iliacas posterosuperiores. Uno de ellos utiliza ecuaciones de regresión para obtener el CAC, llamado enfoque predictivo (Kirkwood et al., 1999; Seidel et al., 1995); mientras que el segundo se basa en algoritmos que analizan movimientos amplios de calibración producidos en la cadera en todos los planos del movimiento, llamado enfoque funcional (Ehrig et al., 2006; Piazza et al., 2001). En el campo del *bike-fitting* se considera más práctico el uso de enfoques predictivos, ya que se pueden calibrar directamente en la bicicleta y requieren menos tiempo que los enfoques funcionales. Sin embargo, en ambos enfoques los marcadores localizados en las espinas iliacas anterosuperiores quedan ocultos a las cámaras muy a menudo cuando el ciclista está pedaleando, debido a la flexión de cadera y tronco y/o la morfología del ciclista (Hoffman et al., 2015; Langley et al., 2019), por lo que no se pueden registrar correctamente, generando huecos en la trayectoria del marcador, y por tanto, dificultando el posterior tratamiento y análisis de los datos. Estos huecos existentes en la reconstrucción de los marcadores durante el tratamiento implican una pérdida de calidad en la grabación o pérdida del propio registro, retrasando en gran medida la valoración (Federolf, 2013).

En el ciclismo no solo los marcadores de las espinas iliacas han sido utilizados para obtener el CAC. El uso de un modelo, que es el conjunto de marcadores situados en el cuerpo para el registro cinemático, basado en la colocación de marcadores en el trocánter, llamado “modelo trocantéreo” (Neptune & Hull, 1995), está bastante extendido en el ámbito del ciclismo por su sencillez de uso (Bini et al., 2013; Ferrer-Roca et al., 2012a), ya que se asume que la posición del marcador representa directamente la posición del CAC en el plano sagital, y además el marcador no queda oculto a las cámaras. A pesar de ello, se ha comprobado que

este modelo tiene un gran error a la hora de calcular el CAC respecto a los modelos que utilizan la espina iliaca anterosuperior y posterosuperior, puesto que realmente las posiciones del CAC y el trocánter no son del todo equivalentes (Neptune & Hull, 1996). Hay que entender que el error a la hora de hallar un centro articular o la posición de los segmentos corporales, puede producir un error al calcular ángulos como la rodilla o la cadera (Ayachi et al., 2015; Fonda et al., 2014), disminuyendo así la validez de los resultados obtenidos y con ello del posicionamiento del ciclista. Así mismo, algunos errores metodológicos a la hora de analizar la cinemática, como en el caso del CAC, llevan asociadas lesiones en el ciclista que pueden repercutir negativamente en su vida profesional (Bini, 2016).

Esta dificultad lleva a pensar en la necesidad de aplicar algún método que prescindiera de los marcadores situados en las espinas iliacas anterosuperiores y sustituya definitivamente el modelo trocántereo, sin quitarle validez a la medida y sin disminuir la fiabilidad de manera significativa, mejorando así la ecología de la medición. Basándonos en este problema, la utilización de un marcador situado en el lateral de la pelvis solidario con el resto de marcadores (McClelland et al., 2010), podría mejorar la validez, fiabilidad, precisión y aplicabilidad de todos los modelos usados hasta la fecha en ciclismo. Esta solución ha sido probada y validada con éxito anteriormente en otras habilidades como la marcha (McClelland et al., 2010) y la carrera (Liew et al., 2016).

1.3. Especificidad de la medida

Otro de los problemas al analizar la cinemática del ciclista es lo alejado que está en ocasiones este análisis del ambiente real del ciclista en competición, ya que generalmente los entrenamientos y competiciones se desarrollan a intensidades y con una duración diferentes a los realizados en el análisis cinemático, asumiendo que la cinemática seguirá siendo la misma a diferentes intensidades, o tras realizar muchas horas de entrenamiento.

Sin embargo, la mayoría de los protocolos no reproducen la fatiga del deportista entrenando o en competición, por tanto, no realizan una valoración en las condiciones reales de fatiga en las cuales se producen los principales cambios cinemáticos (Burnett et al., 2004; Srinivasan & Balasubramanian, 2007), produciendo un deterioro de la técnica de pedaleo que repercutirá directamente en el rendimiento y las lesiones de los ciclistas.

En este sentido, diversos estudios han analizado las posibles diferencias cinemáticas debido a la fatiga en distintas intensidades de pedaleo (Bini & Diefenthaler, 2010; Poulighen et al., 2018), o a intensidades constantes cambiando el volumen de la prueba (Sayers & Tweddle, 2012; Sayers et al., 2012). Los estudios que analizaron la cinemática del tren inferior (Bini & Diefenthaler, 2010; Poulighen et al., 2018; Sayers et al., 2012), observaron cómo el tobillo, rodilla y cadera variaban su rango de movimiento debido a la fatiga producida por test maximales. Por otro lado, Sayers y Tweddle (2012) analizaron las estructuras raquídeas y pélvicas, observando una alteración en la cinemática de pelvis y tórax debido a la fatiga derivada del volumen del test.

Así mismo, la modificación del patrón de movimiento/cinemática debido a la fatiga parece estar directamente relacionada con la aparición de lesiones de carácter crónico, tanto en estructuras del tren inferior como en estructuras raquídeas (Bini & Flores-Bini, 2018; Dingwell et al., 2008; Poulighen et al., 2018). Las estructuras raquídeas tienen un papel fundamental en el pedaleo sobre todo desde el plano estabilizador (Asplund & Ross, 2010), y en la transmisión de fuerza al tren inferior, tan importante en el desarrollo de potencia (Aasvold et al., 2019). Esto unido a que la zona lumbar es una de las zonas más afectadas por las lesiones en ciclismo, junto a la rodilla y la cadera (Clarsen et al., 2010; Van der Walt et al., 2014), hacen necesario un análisis cinemático más preciso y fiable de esta estructura para prevenir lesiones. Por ejemplo, se ha sugerido en la literatura que mantener el raquis en una posición flexionada durante largos periodos de tiempo parece ser un factor influyente en

la aparición de una de las lesiones más prevalentes en el ciclismo, el *Low Back Pain* (LBP) (Streisfeld et al., 2017).

Por ello, es importante analizar el movimiento de las estructuras raquídeas del ciclista cuando aparece la fatiga. En los últimos años han aparecido algunos estudios (Bini & Diefenthaler, 2010; Pouliquen et al., 2018; Sayers & Tweddle, 2012) que discuten cómo la fatiga puede afectar a la cinemática de las estructuras raquídeas y del tren inferior. Sin embargo, algunos de ellos lo realizan en test incrementales (Bini & Diefenthaler, 2010; Pouliquen et al., 2018). Desde esta perspectiva, la adaptación técnica del pedaleo puede ser una consecuencia de la aplicación de mayor potencia en el pedaleo y no tanto de la fatiga que haya aparecido debido al volumen de entrenamientos o competición (Holliday et al., 2019). Así, el uso de test maximales de intensidad constante como el Umbral de Potencia Funcional (UPF) (Allen et al., 2019), puede ser una buena alternativa para que los cambios en la cinemática se produzcan exclusivamente por la fatiga acumulada por el volumen y no por la combinación de cambios en el volumen y de intensidad (Bini & Diefenthaler, 2010).

Además, estos estudios se han focalizado en analizar la cinemática del pedaleo exclusivamente en puntos discretos, que son instantes concretos del ciclo del pedaleo, (Fonda et al., 2014), entre los cuales se encuentra el punto muerto inferior (PMI) o 180° (Bini et al., 2016), el punto muerto superior (PMS) o 0° (Holliday et al., 2019), o el punto más adelantado de la biela o punto de empuje (PE) o 90° (Bertucci et al., 2012; Bini & Hume, 2016; Whitty et al., 2016). Sin embargo, el pedaleo es un gesto cíclico y continuo, y el estudio de exclusivamente puntos discretos es una aproximación limitada de lo que sucede. En la última década se ha empezado a estudiar cómo se comporta cada una de las articulaciones durante todo el ciclo de pedaleo (análisis continuo), lo que aporta mucha más información ya que indica el funcionamiento de las articulaciones durante los 360° de biela (Bini, 2021). Sin embargo, esta metodología todavía no se ha utilizado con estudios que

analicen al mismo tiempo la fatiga. Otro de los problemas que tienen algunos de estos estudios (Bini & Diefenthaler, 2010; Black et al., 1994), es que se limitan a analizar el movimiento solamente en el plano sagital (2D). Sin embargo, con el avance de las tecnologías 3D se han incrementado los análisis en el plano frontal (Swart & Holliday, 2019), lo cual también ha provocado el aumento del número de análisis sobre la rotación y la inclinación de la estructura raquídea, movimientos muy relacionados con el riesgo de sufrir dolor lumbar (Sayers & Tweddle, 2012), así como del tren inferior (Pouliquen et al., 2018) cuando aparece la fatiga.

Por tanto, es necesario conocer cómo se comportan estas articulaciones corporales durante todo el ciclo del pedaleo del ciclista en las tres dimensiones del movimiento cuando aparece la fatiga, ya que puede aportar información muy valiosa sobre cómo el ciclista está asimilando las cargas a las cuales está siendo retado, y así provocar una adaptación que reduzca el riesgo de lesiones en las estructuras raquídeas, entre las cuales destaca el LBP (Dettori & Norvell, 2006), y en las extremidades inferiores, entre las cuales destacan las lesiones patelofemorales (Bini & Flores-Bini, 2018).

1.4. Core y ciclismo

Además de intentar explicar el dolor/lesión de LBP en ciclismo mediante la cinemática del tronco en la bicicleta (Van Hoof et al., 2012), existen otros factores de riesgo menos estudiados que podrían tener una gran influencia en la aparición de esta lesión en ciclismo (Clarsen et al., 2010), como son una incorrecta activación (Streisfeld et al., 2017), una deficiente resistencia (Srinivasan & Balasubramanian, 2007) o un déficit de fuerza (Rostami et al., 2015) en la musculatura del tronco.

Las estructuras del tronco, junto a las de la pelvis y cadera, conforman una zona conocida como *core*, que tiene multitud de funciones en el mundo del deporte, entre las cuales destaca

la capacidad de mantener neutra la columna y la pelvis (Panjabi, 1992), y ayudar a generar y transferir energía de zonas corporales centrales a las extremidades (Kibler et al., 2006).

Una de las funciones más estudiadas de la estructura del *core* es el *core stability* (CS), capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco, cuando este es sometido a fuerzas internas o externas (Vera-García et al., 2015). Esta función es importante para la prevención de lesiones en el raquis y la mejora del rendimiento en diferentes disciplinas deportivas (Barbado et al., 2016) y en particular en ciclismo (Asplund & Ross, 2010; Reed et al., 2012). El CS hay que entenderlo desde un enfoque multifactorial puesto que está mediado por diferentes capacidades: la de generar fuerza máxima, como cuando se realiza un sprint en ciclismo (Sharrock et al., 2011); de resistir una fuerza durante un periodo de tiempo, por ejemplo, durante una etapa de larga duración (Santos et al., 2019); de responder a perturbaciones externas, como en las disciplinas de descenso o *mountain bike*, (Barbado et al., 2018); y/o coordinarse junto a otras articulaciones en gestos más específicos de cada disciplina (Reed et al., 2012), por ejemplo, cuando el ciclista realiza un esprint de pie junto al resto de ciclistas que generan cierta incertidumbre (Juker et al., 1998). Otra de las funciones del *core* es la de generar altos niveles de fuerza, capacidad conocida como *core strenght* (Akuthota & Nadler, 2004; Nesser et al., 2008; Vera-García et al., 2015). Sin embargo, este concepto está ligado a la capacidad de generar fuerza, y no del control postural durante la generación de fuerza, por lo que difiere del concepto de CS (Reed et al., 2012).

La revisión de Asplund y Ross (2010) señala la importancia del *core* en el ciclismo, ya que afirma que una mejora en la fuerza y estabilidad del *core* y un mejor control dinámico de la zona lumbo pélvica genera movimientos más eficientes. Sin embargo, esta afirmación no se apoya en datos extraídos de estudios realizados directamente en ciclismo, sino de otras disciplinas deportivas como el atletismo o el remo (Leetun et al., 2004; Tse et al., 2005). Por

ello, no está totalmente clara la relación del *core* en la generación de potencia, mejora biomecánica o reducción de lesiones en el ciclismo. Además, cada disciplina del ciclismo presenta unos requerimientos diferentes del *core*, que deberían conllevar a unas adaptaciones diferentes (Zatoń & Dąbrowski, 2013), y una valoración diferente de esta capacidad.

En definitiva, no se conoce claramente la influencia del *core stability* y *core strength* en el ciclismo, ya que apenas existen algunos estudios que valoren la influencia del tronco en el rendimiento y prevención de lesiones en el ciclismo (Abt et al., 2007; Asplund & Ross, 2010; Rannama et al., 2017). Abt et al. (2007) realizaron un estudio donde observaron cómo la fatiga aguda de la musculatura del *core*, tras una sesión de entrenamiento de la musculatura del tronco, reducía la potencia realizada. Junto con esta bajada de potencia se apreciaba una alteración en el movimiento de rodilla y tobillo, por lo que suponían que esta desalineación producida en las extremidades inferiores era la causante del descenso de rendimiento. No obstante, no relacionaron la influencia del tronco con la producción de potencia ni con un cambio en la cinemática.

Por otro lado, Park et al. (2019) y Park y Seo (2020) estudiaron la producción de potencia en el test Wingate, un test maximal durante 30 s, y su relación con los niveles de fuerza máxima tanto en los flexores como en los extensores de tronco. Park y Seo (2020) distribuyeron a los ciclistas en tres grupos en función de su rendimiento en el test de Wingate, pero no encontraron ninguna relación entre los niveles de fuerza de extensores y de flexores de tronco, con la producción de potencia en el test Wingate. En cambio, Park et al. (2019), que dividían a los grupos por deciles según la potencia generada en el test de Wingate, sí observaron que los ciclistas del primer decil tenían más fuerza de flexores y de extensores de tronco que los del último decil.

Además, algunas intervenciones que realizaban un programa de entrenamiento específico de *core* (Meuwissen, 2016; Nualpech et al., 2019; Wiseman, 2013) mostraron mejoras en todas las variables relacionadas con el tronco (fuerza, resistencia y estabilidad), pero sin observar una mejora en los test utilizados para medir el rendimiento en el ciclismo. Esto puede deberse a que los test utilizados eran principalmente de corta duración y muy inespecíficos para la mayoría de disciplinas ciclistas (Meuwissen, 2016). Por ello, parece clara la necesidad de más estudios que analicen la relación entre distintas variables del tronco, como la fuerza, la estabilidad y la cinemática, con la producción de potencia en ciclismo.

1.5. Líneas de acción de la tesis

Una vez que se han abordado las limitaciones de la literatura científica respecto a los análisis biomecánicos en ciclismo y la relación de diferentes dimensiones del *core* con la producción de potencia en ciclismo, es necesario realizar trabajos que puedan resolver las cuestiones planteadas a la hora de prevenir lesiones de tronco y tren inferior, así como su influencia en el rendimiento. Por ello, el primer paso de esta tesis será utilizar una nueva metodología para hallar el CAC, aspecto importante para que los registros tengan la mayor validez y fiabilidad posible, lo que contribuirá a mejorar el diagnóstico que evite lesiones por un mal posicionamiento en la bicicleta y optimizar el rendimiento ciclista. En segundo lugar, se analizará la influencia de un protocolo de fatiga en la cinemática de las articulaciones del tronco y del tren inferior, ya que este cambio en la cinemática puede estar relacionado con la aparición de lesiones crónicas en ciclismo. Por último, el tercer paso de esta tesis irá encaminado a conocer las diferencias existentes entre variables analíticas de *core*, como la fuerza, la estabilidad, y la producción de potencia en un test de rendimiento ciclista entre diferentes disciplinas ciclistas y observar la correlación existente entre estas variables analíticas de *core* y la producción de potencia.

CAPÍTULO 2

OBJETIVOS E HIPÓTESIS



OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1. Objetivo General

Debido a las limitaciones existentes en la literatura, el objetivo general de esta tesis fue analizar la influencia del *core* en el rendimiento y la reducción del riesgo lesional en el ciclismo.

Para alcanzar estos objetivos, tres estudios han sido realizados:

- Estudio 1: Localización del centro articular de la cadera para el ajuste de la bicicleta. Validación de un nuevo modelo pélvico, como adaptación del modelo estándar, y de un modelo basado en la posición del trocánter.
- Estudio 2: Cambios en la cinemática del tronco y las extremidades inferiores debidos a la fatiga pueden predisponer a lesiones crónicas en el ciclismo.
- Estudio 3: Influencia de distintas dimensiones del *core* en la producción de potencia crítica en diferentes disciplinas ciclistas.

2.2. Objetivos específicos

Los objetivos específicos han sido estructurados según los diferentes estudios que componen esta tesis doctoral:

Estudio 1:

1. Comprobar la validez de la medición del ángulo de la rodilla y la posición del centro articular de cadera durante el pedaleo en ciclistas, a través de un modelo pélvico alternativo al modelo estándar, que prescinde de los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores.

2. Comprobar la validez de la medición del ángulo de la rodilla y la posición del centro articular de cadera durante el pedaleo en ciclistas, a través de un modelo con marcadores colocados directamente en el trocánter mayor del fémur y limitado al plano sagital.

Estudio 2:

3. Analizar las variaciones cinemáticas en la columna vertebral y las extremidades inferiores debidas a la fatiga durante una prueba máxima de intensidad mantenida en ciclismo mediante un análisis continuo en 3D.

Estudio 3:

4. Describir los niveles de fuerza, estabilidad, cinemática del tronco y la producción de potencia en un test de UPF, en tres disciplinas ciclistas y analizar las diferencias entre ellas.
5. Establecer relaciones entre la fuerza de extensores y flexores de tronco, la estabilidad de tronco, la cinemática de las estructuras raquídeas y la producción de potencia en un test de UPF durante el pedaleo en ciclistas.

2.3. Hipótesis

A continuación, se exponen las hipótesis establecidas en cada estudio que compone la tesis doctoral:

Estudio 1:

1. A partir del estudio realizado por McClelland et al. (2010), en la disciplina de carrera a pie, un modelo pélvico con un marcador adicional en el lateral de la pelvis será válido y adecuado para hallar el centro articular de cadera en el ciclismo.

2. Según Neptune y Hull (1995), el modelo trocantéreo provocará mayor error respecto al modelo estándar para hallar el centro articular de cadera en el ciclismo, por lo que su validez será reducida.

Estudio 2:

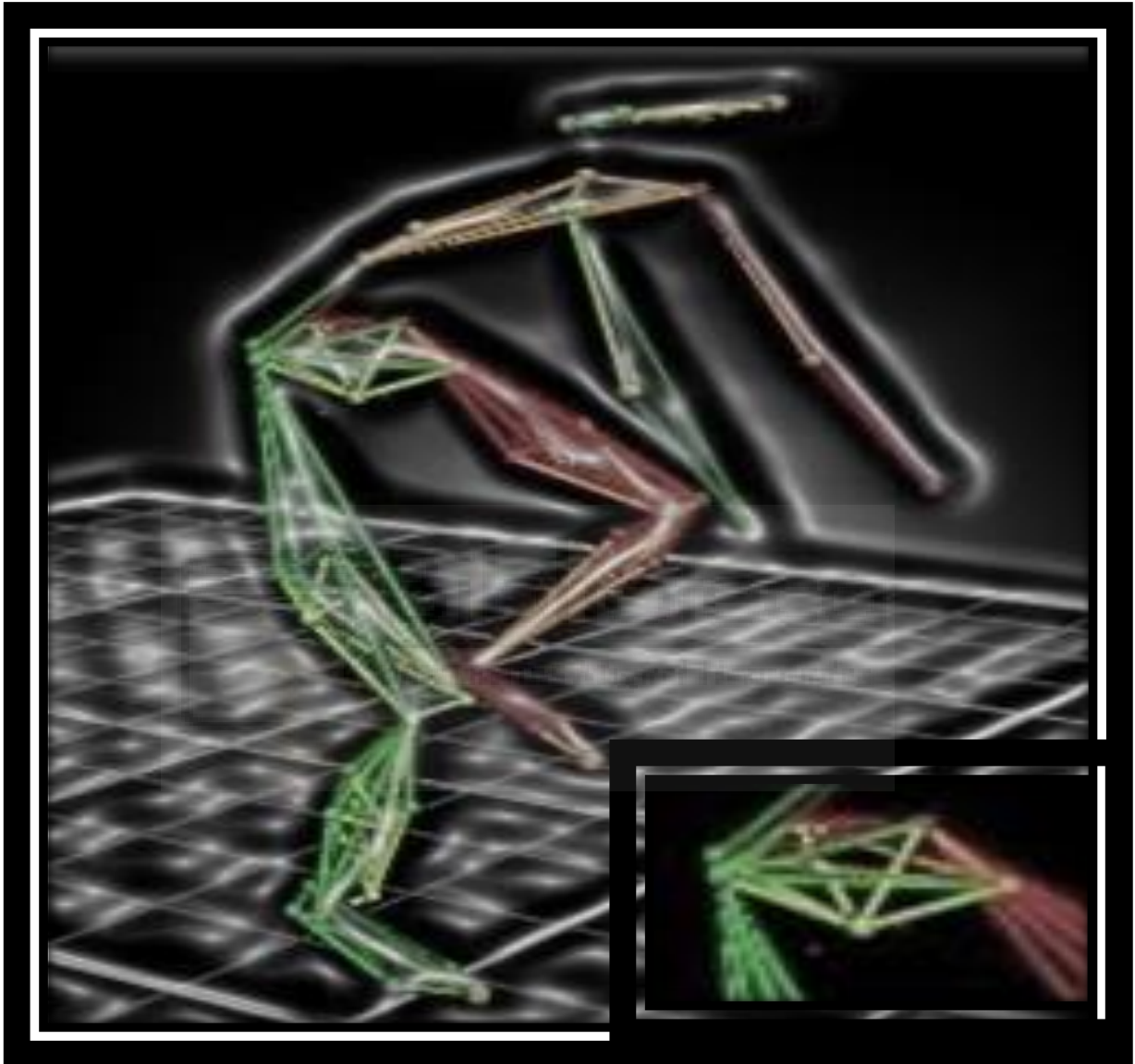
3. Al igual que en estudios previos que relacionan cinemática y fatiga en el pedaleo durante el ciclismo (Pouliquen et al., 2018; Sayers & Tweddle, 2012; Sayers et al., 2012), se encontrarán diferencias en el movimiento de inclinación lateral del tórax y pelvis con la aparición de la fatiga, así como en la flexoextensión del tobillo o aducción de la cadera.

Estudio 3:

4. Se obtendrán valores diferentes en la estabilidad, fuerza y cinemática relativas al tronco entre las diferentes disciplinas ciclistas analizadas (Chidley et al., 2015; Muyor & Zabala, 2015; Zatoń & Dąbrowski, 2013), concretamente una mayor estabilidad sedente en los ciclistas de *mountain bike*, y una mayor inclinación anterior torácica, una mayor flexión lumbar y una mayor potencia crítica en los de carretera.
5. Se establecerá una relación entre las distintas variables de tronco (fuerza máxima de tronco, estabilidad de tronco y cinemática) y la potencia crítica en un test de Umbral de Potencia Funcional de 20 min (Meuwissen, 2016; Park et al., 2019).
6. Se espera hallar relaciones entre las variables de rendimiento analíticas de tronco, como la fuerza y la estabilidad, y las variables cinemáticas de tronco (Abt et al., 2007).

CAPÍTULO 3

ESTUDIO 1



Localización del centro articular de la cadera para el ajuste de la bicicleta. Validación de una adaptación del modelo estándar y de un modelo basado en la posición del trocánter

Autores: Alberto Galindo Martínez, Juan Miguel Vallés González, Alejandro López Valenciano y Jose Luis López Elvira.

**LOCALIZACIÓN DEL CENTRO ARTICULAR DE LA CADERA PARA EL AJUSTE DE
LA BICICLETA. VALIDACIÓN DE UN NUEVO MODELO PÉLVICO, COMO
ADAPTACIÓN DEL MODELO ESTÁNDAR, Y DE UN MODELO BASADO EN LA
POSICIÓN DEL TROCÁNTER**

por

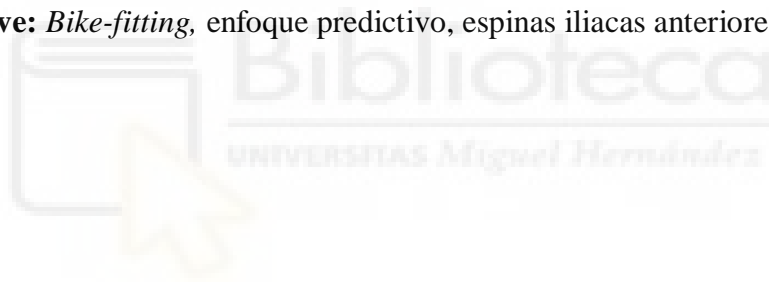
Galindo-Martínez, A., Vallés-González, J.M., López-Valenciano, A. y Elvira, J.L.L.

3.1. RESUMEN

El ajuste de las dimensiones de la bicicleta (*bike-fitting*) tiene como objetivo optimizar la posición de los ciclistas para mejorar su rendimiento y reducir el riesgo de lesiones. Para ello, se utilizan diferentes técnicas de medición basadas en la fotogrametría para localizar los centros articulares de los miembros inferiores. Una de las mayores dificultades es la localización del centro articular de la cadera (CAC), motivo por el cual se han propuesto diferentes modelos para su localización. Los más sencillos se basan en colocar un marcador en el trocánter mayor del fémur, asumiendo su equivalencia con la posición del CAC. Otros más complejos son los modelos predictivos y funcionales, que estiman el CAC utilizando marcadores externos situados en las espinas ilíacas superiores de la pelvis (EIAS). Sin embargo, en el ciclismo las EIAS suelen quedar ocultas debido a la posición de flexión de la cadera y el tronco. Por ello, utilizando el modelo pélvico estándar (MPE) como *gold standard*, este trabajo tuvo como objetivo validar un nuevo modelo con un marcador técnico lateral adicional (modelo pélvico ciclista, MPC). Por otro lado, se valoró la validez de un modelo que utiliza el marcador del trocánter para localizar directamente el CAC (modelo

trocantéreo, MT). Treinta y un ciclistas recreativos pedalearon en rodillo con potenciómetro mientras se capturaba el movimiento, con un sistema de siete cámaras, con los tres modelos mencionados. Se calculó la posición del CAC y el ángulo de la rodilla y se comparó con el MPE de forma continua y discreta en posiciones de biela de 90° y 180°. No se encontraron diferencias significativas en la posición del CAC o en el ángulo de flexión/extensión de la rodilla entre el MPE y el MPC. Sin embargo, sí hubo diferencias entre el MPE y el MT. A la vista de los resultados, a la hora de realizar estudios de ajuste de la bicicleta, el modelo MPC es tan válido como el MPE, con la ventaja de que se evitan los puntos ocultos de los EIAS. Por otro lado, el MT, a pesar de su simplicidad, presenta errores de medición que pueden ser relevantes a la hora de realizar diagnósticos, lo que hace que su utilidad para el ciclismo sea cuestionable.

Palabras Clave: *Bike-fitting*, enfoque predictivo, espinas iliacas anteriores, trocánter.



3.2. INTRODUCCIÓN

El ciclismo es un deporte de resistencia de alta intensidad cuyo rendimiento depende de multitud de factores, entre ellos la biomecánica (Castronovo et al., 2013). Un área que ha despertado gran interés en los últimos años es el proceso para ajustar la geometría de la bicicleta a las necesidades del ciclista, o *bike-fitting* (Fonda et al., 2014), cuyo objetivo es lograr un posicionamiento óptimo del ciclista para maximizar su rendimiento, así como reducir el riesgo de lesiones (Priego Quesada et al., 2019). Existen varios métodos para encontrar esta posición ideal, siendo el análisis de movimiento 3D de las articulaciones el que ofrece mayor precisión (Ferrer-Roca et al., 2012; Fonda et al., 2014; Holliday et al., 2017; Holliday et al., 2019).

En el ciclismo, tradicionalmente se ha utilizado el ángulo de la rodilla para determinar la posición correcta (Peveler et al., 2005) dada la importancia de esta articulación en la producción de fuerza en el pedaleo (O'bryan et al., 2018) y su alta prevalencia de lesiones en ciclistas (Asplund & St. Pierre, 2004; Callaghan, 2005). Para calcular el ángulo de la rodilla, es necesario localizar el centro de la articulación de la cadera (CAC), el centro de la articulación de la rodilla y el centro de la articulación del tobillo. Sin embargo, la localización del CAC es especialmente compleja debido a que su ubicación profunda está cubierta por una gruesa capa de tejidos musculares y grasos, lo que puede dar lugar a errores en el cálculo de las variables cinemáticas del pedaleo (Neptune & Hull, 1996).

Las técnicas más precisas para localizar el CAC, como la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética, no son prácticas para el ciclismo (Peng et al., 2015; Sangeux et al., 2014). Sin embargo, existen tres enfoques válidos y fiables con sistemas de captura del movimiento que permiten obtener datos en acciones dinámicas de ciclismo: 1) técnicas predictivas que localizan el CAC en relación con puntos anatómicos palpables de la pelvis mediante ecuaciones de regresión (Bell et al., 1989; Kirkwood et al.,

1999; Seidel et al., 1995); 2) técnicas de calibración funcional, que localizan el punto de rotación entre el fémur y la pelvis, tras movimientos amplios del muslo en los tres ejes, mediante complejos algoritmos de cálculo (Ehrig et al., 2006; Gamage & Lasenby, 2002; Piazza et al., 2001); 3) marcadores externos colocados directamente en el trocánter mayor del fémur, asumiendo una coincidencia espacial entre esta referencia anatómica y el eje de la cadera (Jones et al., 2015; Milner et al., 2007).

Tanto los métodos predictivos como los funcionales suelen utilizar cuatro marcadores externos situados en las espinas ilíacas anterosuperiores (EIAS) y las espinas ilíacas posterosuperiores (EIPS), siendo este el modelo pélvico estándar (MPE). Al aplicar estos modelos, los marcadores EIAS pueden quedar ocultos a las cámaras (Hoffman et al., 2015; Langley et al., 2019). En el caso concreto del ciclismo, esto ocurre por la adopción de posiciones aerodinámicas extremas o por un excesivo pliegue de grasa en el abdomen, lo que dificulta el registro de la cinemática y el posterior tratamiento de los datos. Por ello, un modelo ya probado en la marcha y la carrera que añade un marcador técnico en el lateral de la cresta ilíaca (Bruno & Barden, 2015; Kisho Fukuchi et al., 2010; Liew et al., 2016; McClelland et al., 2010) podría reducir este problema en el ciclismo.

En el ámbito del *bike-fitting*, se considera más práctico el uso de métodos predictivos, ya que pueden calibrarse directamente con el ciclista sobre la bicicleta y requieren menos tiempo que los métodos funcionales. Sin embargo, el uso de un modelo basado en los marcadores del trocánter (Bini et al., 2013; Ferrer-Roca et al., 2012b), más extendido en el ámbito profesional por su sencillez de uso, puede comprometer la validez de la localización del CAC (Cappozzo, 1991).

Por ello, el objetivo de este estudio fue comprobar la validez de la medición del ángulo de la rodilla durante el pedaleo, utilizando como referencia el MPE y la localización del CAC según el método de Harrington et al. (2007) en comparación con: a) un nuevo

modelo pélvico alternativo que prescinde de los marcadores del EIAS durante los registros dinámicos (MPC); b) el modelo que coloca marcadores directamente en el trocánter mayor del fémur y está limitado al plano sagital (MT).

3.3. MÉTODO

Muestra

La muestra estuvo compuesta por 31 ciclistas recreativos (27 hombres y 4 mujeres), con más de 5 horas de entrenamiento/semana durante al menos 1 año, y sin manifestaciones de dolencias diagnosticadas ni intervenciones quirúrgicas que pudieran modificar los rangos angulares analizados (edad: 29.3 ± 10.1 años; masa: 73.5 ± 5.9 kg; altura: 173.3 ± 6.9 cm). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de su colaboración, basado en las recomendaciones de la declaración de Helsinki y aprobado por la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad.

Protocolo

Para el análisis cinemático se utilizó un sistema de captura de movimiento tridimensional compuesto por siete cámaras T10 (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, Reino Unido), que funciona a 200 Hz. Para controlar las condiciones de pedaleo, se utilizó el rodillo con potenciómetro Wahoo KICKR Power Trainer, con el sensor de cadencia y velocidad Blue SC Wahoo (validado por Zadow et al. [2016]), y el software de registro de datos Perfpro Studio (Hardware Technologies, Rockford, MI).

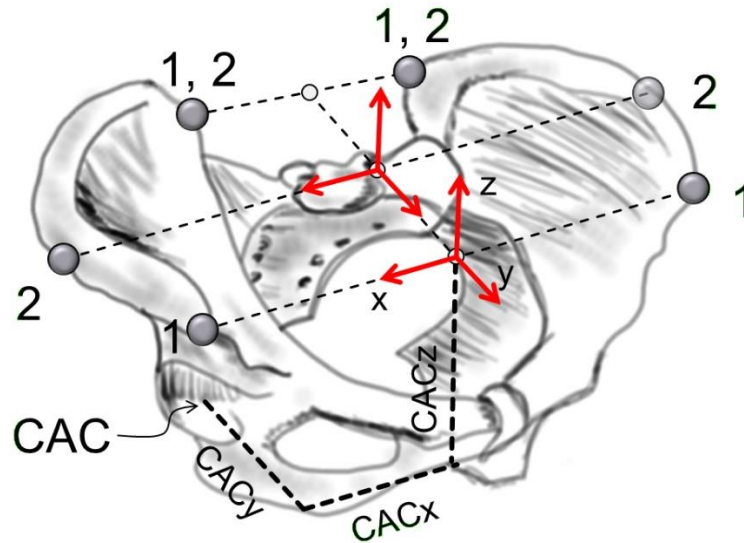


Figura 3.1. Posicionamiento del sistema local de coordenadas de la pelvis según el modelo estándar (marcadores 1) y el modelo ciclista (marcadores 2). CAC: centro articular de cadera; $CAC_{x, y, z}$: distancia desde el centro del segmento pélvico hasta el centro de la articulación de la cadera derecha en cada eje del espacio.

Se colocaron marcadores externos reflectantes en las EIAS, las EIPS, los cóndilos femorales laterales y mediales, los maléolos externos e internos, el talón y el extremo distal del primer y quinto metatarsiano en ambos lados para el MPE. Para el MPC, se utilizaron los mismos marcadores, pero los del EIAS funcionaron como marcadores de calibración, y se añadió un marcador técnico lateral en la cresta ilíaca de cada lado de la pelvis (Figura 3.1).

Para el MT, se colocaron marcadores en los cóndilos externos, maléolos externos, y en los trocánteres del fémur, que se utilizaron para estimar directamente la posición del CAC en el plano sagital. Por último, para facilitar el seguimiento de los marcadores internos (cóndilos y maléolos internos), se colocaron 4 marcadores en una placa rígida en la mitad lateral de los muslos y las piernas (Figura 3.2) (Fukuchi et al., 2017; Rodrigues et al., 2015).



Figura 3.2. Placas rígidas con 4 marcadores solidarios (*clusters*) colocadas en la parte exterior del muslo y de la pierna para facilitar el seguimiento de los marcadores internos de rodilla y tobillo.

Una vez colocados los marcadores, se realizó una captura estática para obtener la posición relativa de los mismos. Consecutivamente, se realizó un calentamiento en bicicleta de 10 min con una potencia mantenida de 100 W y una cadencia controlada de 90 rpm. Posteriormente, se registraron dos bloques de 15 s de pedaleo consecutivo con una cadencia de 90 rpm y una potencia mantenida de 200 W. De los 15 s de registro, se descartaron las cinco primeras pedaladas, utilizando los siguientes 10 ciclos completos de pedaleo para el estudio. Todos los participantes utilizaron su propia bicicleta.

Análisis de datos

De los dos ensayos registrados por sujeto, se eligió el ensayo con menor pérdida de marcadores. Se excluyeron seis sujetos del análisis de la MT porque la posición del marcador del trocánter no se registró correctamente, lo que dejó una muestra de 25 sujetos para las comparaciones de este modelo.

Para localizar la posición del CAC, se calculó el sistema de coordenadas local de la pelvis a partir de los marcadores MPE (EIAS y EIPS). También se calculó otro sistema de coordenadas local con los marcadores de la MPC (se añadieron los marcadores EIPS y el marcador técnico lateral). A partir de la posición de los marcadores en el registro estático, se calculó la matriz de rotación de la pelvis del MPC y, a través de ella, se determinó la posición relativa de las EIAS. Posteriormente, se utilizó la misma matriz de rotación en los ensayos dinámicos para reconstruir la posición de los EIAS a partir del sistema de coordenadas local de la pelvis del MPC. Para ello se utilizaron procedimientos convencionales de álgebra lineal (Hamill et al., 2014). Por lo tanto, se generó un modelo pélvico con los cuatro marcadores pélvicos registrados directamente (MPE) y otro modelo con las EIPS reales y las EIAS reconstruidas (MPC).

A continuación, se aplicó el método predictivo de Harrington et al. (2007) para localizar la posición del CAC con los dos modelos. Se eligió este procedimiento por demostrar una mayor validez (Fiorentino et al., 2016; Kainz et al., 2015) y fiabilidad (Kainz et al., 2017; Taylor et al., 2010). También, se calculó el centro de la articulación de la rodilla en MPE y MPC, utilizando el método transepicondíleo (Asano et al., 2005; Churchill et al., 1998). El mismo método se utilizó para encontrar el centro de la articulación del tobillo a partir de los marcadores de los maléolos interno y externo (Nair et al., 2010; Vanwanseele et al., 2009). Una vez obtenida la posición del CAC, se utilizó junto con el centro de la articulación de la rodilla para calcular el sistema local de coordenadas del muslo. Asimismo, el sistema local de coordenadas del segmento de la pierna se calculó a partir del centro de la articulación de la rodilla y del centro de la articulación del tobillo. Posteriormente, se obtuvo la matriz de rotación entre la pierna y el muslo, y con ella se calcularon los ángulos de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa de las rodillas (Hamill et al., 2014).

Por otro lado, la posición del CAC se localizó en el MT a partir de la posición del marcador del trocánter en el plano sagital. En este modelo, el marcador del cóndilo externo representaba el centro de la articulación de la rodilla, y el marcador del maléolo externo representaba el centro de la articulación del tobillo.

Análisis estadístico

Una vez obtenidos todos los valores, se comparó el MPE con el MPC y el MT en tres niveles: 1) la posición de los CAC (MPC y MT); 2) la posición de los marcadores EIAS (sólo MPC); 3) la flexión (MPC y MT), la abducción-aducción y los ángulos de rotación externa e interna de la rodilla (sólo MPC). La diferencia entre los modelos se calculó de forma continua mediante el error de la raíz media cuadrática o *Root Mean Square Error* (RMSE). Debido a su especial relevancia en el ciclismo, también se analizaron los valores discretos del ángulo de flexión de la rodilla en las posiciones de biela de 90° y 180°. Los datos discretos se compararon mediante una prueba t de medidas relacionadas, asumiendo diferencias si $p < 0.05$. El tamaño del efecto también se calculó utilizando la g de Hedges, que reduce el sesgo debido al número de participantes con su intervalo de confianza del 95% (Nakagawa & Cuthill, 2007).

Se comparó el MPE con el MPC y el MPE con el MT en el ángulo de flexión-extensión de la rodilla utilizando gráficos de Bland-Altman (Bland & Altman, 1986) en las posiciones discretas de 90° y 180° de biela.

Todos los análisis se realizaron utilizando scripts Python 2.7 hechos a medida, integrados en el entorno de software Nexus 2.5 (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, Reino Unido).

3.4. RESULTADOS

La Tabla 3.1 muestra las diferencias entre los modelos comparados de manera continua. Las diferencias en la posición del EIAS entre el MPE y el MPC fueron inferiores a 7.3 mm y, en el CAC, fueron inferiores a 3.8 mm en los tres ejes. Estas discrepancias producen una diferencia en el ángulo de la rodilla de menos de 0.5° en la flexoextensión. En cambio, al comparar MPE y MT, se encontraron diferencias de hasta 5.9° en el ángulo de flexoextensión de la rodilla, mientras que se encontraron diferencias de entre 15.4 mm y 38.2 mm en el posicionamiento del CAC en el eje anteroposterior (y) y vertical (z), respectivamente.

Tabla 3.1. Comparación continua mediante el Error Medio Cuadrático entre los modelos biomecánicos. Los datos se presentan como media \pm DE.

	Izquierda			Derecha		
	X	Y	Z	X	Y	Z
MPE vs. MPC (n=31)						
Posición EIAS (mm)	5.8 \pm 3.5	5.0 \pm 4.0	7.2 \pm 5.7	5.2 \pm 2.6	4.2 \pm 2.8	7.1 \pm 6.0
Posición CAC (mm)	2.7 \pm 1.9	2.5 \pm 2.0	3.6 \pm 2.9	2.4 \pm 1.3	2.0 \pm 1.1	3.7 \pm 3.1
Ángulo de rodilla (°)	0.3 \pm 0.2	0.2 \pm 0.1	0.4 \pm 0.3	0.4 \pm 0.2	0.2 \pm 0.1	0.3 \pm 0.2
MPE vs. MT (n=25)						
Posición CAC (mm)	112.7 \pm 10.6	18.8 \pm 8.4	33.5 \pm 12.9	105.9 \pm 20.3	15.4 \pm 13.9	38.2 \pm 17.4
Ángulo de rodilla (°)	4.6 \pm 2.1	-	-	5.9 \pm 2.4	-	-

EIAS: Espina Iliaca Anterosuperior; MPC: Modelo Pélvico Ciclista; CAC: Centro Articular de la Cadera; MPE: Modelo Pélvico Estándar; MT: Modelo Trocantéreo; X, Y, Z: mediolateral/flexión-extensión, anteroposterior/abducción-aducción y vertical/rotación interna/externa, respectivamente.

La Tabla 3.2 muestra las diferencias entre los modelos comparados discretamente. Se encontraron diferencias significativas entre MPE y MT ($p < 0.001$) en las dos posiciones de biela analizadas en ambas extremidades, con diferencias medias entre $4.0 \pm 2.3^\circ$ y $6.6 \pm$

3.2° a favor del MT. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en ninguno de los puntos entre MPE y MPC ($p > 0.05$), siendo la diferencia media de $0.0 \pm 0.3^\circ$.

Tabla 3.2. Comparación en posiciones discretas en el ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital entre los modelos biomecánicos. Los datos se presentan como media \pm DE.

	MPE	MPC	<i>p</i>
MPE vs. MPC (n=31)			
I_90 (°)	65.9 \pm 6.5	65.8 \pm 6.5	.501
I_180 (°)	38.5 \pm 6.7	38.5 \pm 6.7	.383
D_90 (°)	65.2 \pm 7.2	65.2 \pm 7.1	.984
D_180 (°)	37.7 \pm 6.5	37.7 \pm 6.6	.623
	MPE	MT	<i>p</i>
MPE vs. MT (n=25)			
I_90 (°)	64.0 \pm 6.8	68.1 \pm 5.9	.000*
I_180 (°)	43.2 \pm 7.0	49.3 \pm 6.2	.000*
D_90 (°)	65.0 \pm 8.1	70.5 \pm 7.0	.000*
D_180 (°)	39.4 \pm 6.8	46.3 \pm 6.4	.000*

MPC: Modelo Pélvico Ciclista; MPE: Modelo Pélvico Estándar; MT: Modelo Trocántereo; I: Izquierda; D: Derecha; 90 y 180 indica la posición de biela. *Diferencias significativas entre los dos modelos ($p < 0.05$).

En la parte izquierda de la Figura 3.3 se muestra la comparación por el tamaño del efecto entre MPE y MPC, donde no hubo diferencias significativas en los puntos discretos estudiados. A la derecha, se muestra la comparación entre MPE y MT, donde los límites de confianza no cruzan el cero, lo que indica que las diferencias en todas las comparaciones fueron significativas.

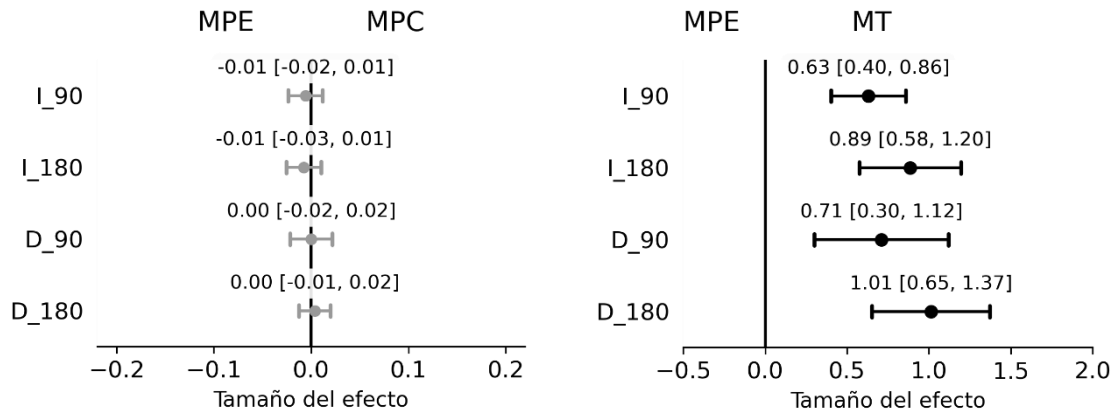


Figura 3.3. Comparación de diagramas de árboles en el ángulo de flexión de la rodilla entre el modelo pélvico estándar (MPE) y el modelo pélvico ciclista (MPC) (izquierda), y entre el MPE y el modelo de trocánter (MT) (derecha). I: Izquierda; D: Derecha; 90 y 180 indica la posición de la biela.

La Figura 3.4 muestra los gráficos de Bland-Altman que comparan los modelos. Se observa una diferencia o sesgo medio cercano a 0° entre MPE y MPC en ambas extremidades inferiores, tanto a 90° como a 180° de la biela, con límites de concordancia de alrededor de 0.8° a -0.8° en los diferentes casos. Por otro lado, al comparar MPE y MT, se encuentra una diferencia media de entre -4° y -7° en las rodillas con límites de concordancia de unos 0° a -13° en los diferentes casos.

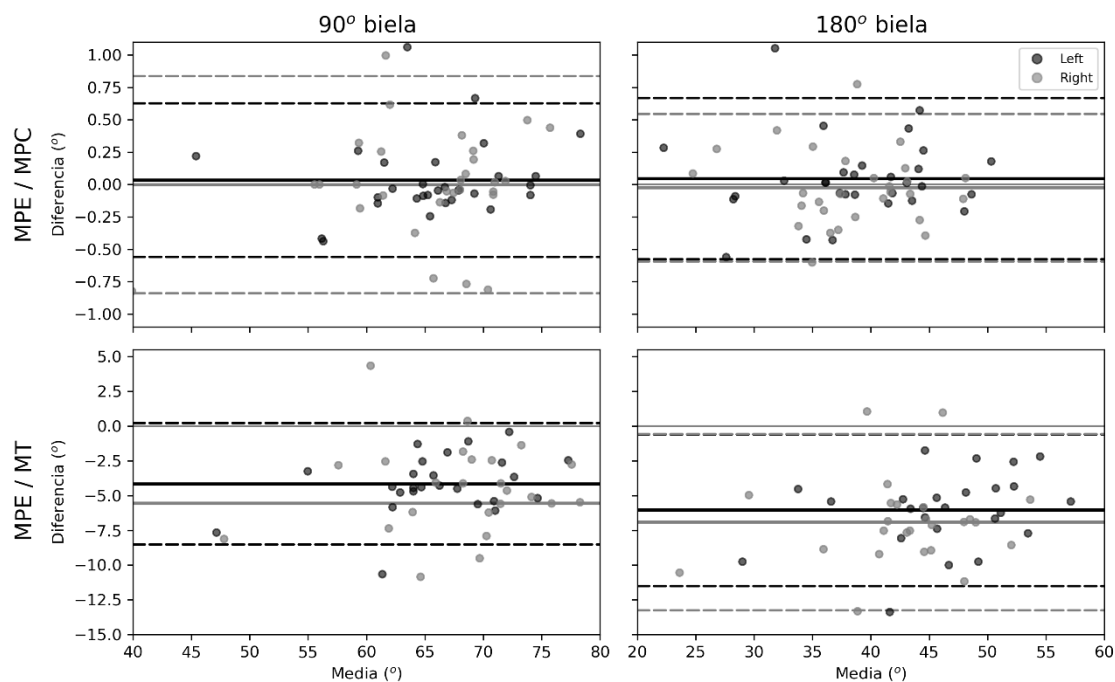


Figura 3.4. Gráficos de Bland-Altman que comparan los modelos en términos de ángulo de la rodilla. En la columna de la izquierda, la posición de biela de 90°, y en la de la derecha, la posición de biela de 180°. MPE/MPC: modelo pélvico estándar frente a modelo pélvico ciclista; MPE/MT: modelo pélvico estándar frente a modelo trocantéreo. Las líneas continuas representan las diferencias medias (sesgo); las líneas discontinuas representan los límites de acuerdo del 95%. Los datos de la rodilla izquierda están representados en oscuro, mientras que los de la rodilla derecha están en claro. Obsérvese la diferencia de escala en los gráficos de la fila superior y la fila inferior.

3.5. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio era desarrollar y probar un nuevo modelo pélvico tridimensional para calcular el CAC, que mejorase la aplicabilidad del modelo estándar en el contexto del ciclismo. El MPC demostró ser equivalente al modelo pélvico estándar al compararlo tanto de forma continua como discreta, facilitando el proceso de seguimiento de los marcadores en el ciclismo porque prescinde de los marcadores EIAS, que suelen quedar ocultos cuando hay una gran flexión de cadera (Hoffman et al., 2015).

Disponer de un modelo pélvico adecuado para poder obtener la posición del CAC es uno de los aspectos críticos para conseguir un correcto posicionamiento del ciclista (Ayachi et al., 2015; Fonda et al., 2014). El uso del MPC en el ciclismo es novedoso, lo que

impide comparar estudios anteriores con este modelo en esta disciplina deportiva, pero sí permite mencionar las mejoras que este modelo conlleva en los registros cinemáticos desarrollados en las adaptaciones de la bicicleta. Estos datos muestran que el MPC es tan válido como el modelo estándar. Estos resultados son consistentes con la literatura que utiliza un marcador técnico en la pelvis, y donde se han encontrado resultados similares tanto en la orientación de la pelvis (Bruno & Barden, 2015; Kisho Fukuchi et al., 2010; Langley et al., 2019), como en los ángulos de cadera y rodilla (Liew et al., 2016; McClelland et al., 2010), incluso cuando se consideran diferentes habilidades como caminar o correr. En consonancia con los resultados obtenidos por McClelland et al. (2010) en la marcha, donde utilizaron el mismo marcador técnico en la pelvis que se empleó en este estudio, se encuentran valores de RMSE inferiores a 1° en los movimientos de rodilla en los tres ejes al pedalear. En cuanto a las posiciones discretas a 90° y 180° de la biela, los resultados en ambos modelos son prácticamente equivalentes. Por lo tanto, la ausencia de diferencias significativas entre el MPE y el MPC, tanto de forma continua como en los puntos discretos de biela estudiados, corrobora la validez del MPC para el ciclismo.

Respecto al MT, los resultados muestran que sobreestima el ángulo de la articulación de la rodilla en el movimiento de flexoextensión a lo largo del ciclo de pedaleo al compararla de forma continua (RMSE 4.6° y 5.9° en la rodilla derecha e izquierda, respectivamente), y también en los puntos discretos analizados. En cuanto a la posición del CAC, los valores de RMSE fueron altos según McGinley et al. (2009). El MT se basa en asumir una relación directa entre la posición del marcador del trocánter y el CAC (Bell et al., 1990). Aunque, Bennett et al. (2016) validaron este modelo en los ejes anteroposterior y vertical, el error fue elevado en el eje mediolateral, hasta 1.7 cm, coincidiendo con los resultados de este estudio en este eje. Para corregir este error, propusieron colocar el CAC un 25% más medial y un 4% más alto que la distancia intertrocantérea. Sin embargo, no se

puede asumir la validez de este modelo de ciclismo porque encontraron el CAC en una posición bípeda con la pelvis orientada de forma vertical y estática, que dista mucho de la utilizada en el ciclismo, donde el atleta está sentado con la pelvis anteriorizada y con un movimiento cíclico. Por esta razón, no se utilizó el MT para medir en el plano frontal.

Por lo tanto, el MT no parece el modelo más adecuado para determinar el CAC del ciclismo debido al elevado rango de movimiento de la cadera y a los movimientos de las grandes masas musculares que rodean el trocánter, que pueden hacer que el marcador se desvíe de la posición del CAC, provocando errores en el cálculo de las variables cinemáticas del miembro inferior (Neptune & Hull, 1995; 1996). Si bien es cierto que el error debido a los artefactos de tejidos blandos depende de la resistencia en el pedaleo (Li et al., 2017) y del Índice de Masa Corporal (IMC) (Camomilla et al., 2017), el error debido al movimiento de los tejidos blandos al calcular el CAC colocando los marcadores en las espinas ilíacas es aceptable (Fiorentino et al., 2016). Además, en este caso, el uso del marcador técnico en las crestas ilíacas mejora su aplicabilidad en el ciclismo.

3.6. CONCLUSIONES

El nuevo modelo pélvico adaptado al ciclismo (MPC) ha demostrado su validez en comparación con el MPE, reduciendo el riesgo de que se produzcan puntos ocultos en los marcadores EIAS. Se recomienda utilizar el modelo MPC en ciclistas, especialmente en condiciones en las que existe un gran pliegue de grasa abdominal y/o una gran flexión de la cadera, como en la posición de contrarreloj. Por otro lado, el MT ha demostrado una menor validez para encontrar el CAC a través de la fotogrametría en el ciclismo, por lo que se desaconseja su uso para el análisis de la cinemática ciclista. Esto ayudará a los biomecánicos a ser más precisos y rápidos en los ajustes de la bicicleta y, por tanto, a mejorar el diagnóstico para ajustar la posición de los ciclistas.

CAPÍTULO 4

ESTUDIO 2



Changes in the Trunk and Lower Extremity Kinematics due to Fatigue Can Predispose to Chronic Injuries in Cycling. Alberto Galindo Martínez, Alejandro López-Valenciano, Carlos Albaladejo-García, Juan Miguel Vallés-González, Jose Luis López Elvira.

International Journal of Environmental Research and Public Health

April 2021, Volume 18, Chapter 7, Page 3719.

doi: <https://doi.org/10.3390/ijerph18073719>.

**CAMBIOS EN LA CINEMÁTICA DEL TRONCO Y LAS EXTREMIDADES
INFERIORES DEBIDOS A LA FATIGA PUEDEN PREDISPONER A LESIONES
CRÓNICAS EN EL CICLISMO**

por

*Galindo-Martínez, A., López-Valenciano, A., Albaladejo-García, C., Vallés-González, J.M.
y Elvira, J.L.L.*

4.1. RESUMEN

El correcto análisis cinemático de la posición ciclista es un factor determinante para la prevención de lesiones y el rendimiento óptimo. La fatiga causada por el entrenamiento puede alterar la cinemática de las extremidades inferiores del cuerpo y de las estructuras de la columna vertebral, aumentando así el riesgo de lesiones crónicas. Sin embargo, muy pocos estudios han establecido relaciones entre la fatiga y el cambio postural, siendo estos realizados casi en su totalidad en análisis 2D o protocolos de intensidad incremental. Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo realizar un análisis cinemático en 3D de la técnica de pedaleo en un protocolo de fatiga de potencia estable. En este estudio participaron 23 ciclistas aficionados (28.3 ± 8.4 años). Se registró la cinemática 3D de las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo, raquis (zona lumbar y del tórax) y pelvis en tres momentos (inicio, mitad y final) durante los 20 min del protocolo. Se analizaron las diferencias cinemáticas entre los tres momentos del protocolo para todas las articulaciones utilizando el mapeo estadístico paramétrico unidimensional. Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) en todas las articulaciones estudiadas, pero no todas se producen en los mismos planos ni en la misma fase del ciclo de pedaleo. Algunos de los cambios producidos al final del test, como

una mayor flexión lumbar y torácica, una mayor inclinación torácica y pélvica, o una mayor aducción de la cadera, podrían provocar lesiones crónicas de rodilla y en las estructuras raquídeas. Por lo tanto, los protocolos de ajuste de la bicicleta deben realizarse en situaciones de fatiga para detectar situaciones de factor de riesgo.

Palabras clave: *Bike-fitting*, Cinemática 3D, Umbral de Potencia Funcional, Mapeo Estadístico Paramétrico Unidimensional.



4.2. INTRODUCCIÓN

El análisis cinemático de la posición del ciclista durante el pedaleo se ha convertido en uno de los campos más estudiados en el ciclismo (Swart & Holliday, 2019). Se ha investigado la influencia de la posición adoptada por el ciclista en el rendimiento deportivo, ya sea a través de la potencia producida (García-López et al., 2016; Kordi et al., 2019) o la posición aerodinámica (Fintelman et al., 2016; Merkes et al., 2020). Por otro lado, se ha analizado la cinemática del tren inferior y del tronco durante el pedaleo (Bini, 2016; Van Hoof et al., 2012) para detectar diferentes factores de riesgo y reducir las lesiones más prevalentes en el ciclismo (Van der Walt et al., 2014).

El alto volumen de entrenamiento y la intensidad inherente a la competición en el ciclismo pueden generar altos niveles de fatiga en los ciclistas, desencadenando modificaciones en la cinemática del tren inferior y del tronco, estructuras responsables de la propulsión de la bicicleta (Dingwell et al., 2008). Los cambios cinemáticos provocan alteraciones en la magnitud y dirección de las fuerzas aplicadas sobre el pedal, y en consecuencia, una pérdida de rendimiento (Bini et al., 2010; Sayers et al., 2012) y una mayor probabilidad de lesión del ciclista (Dingwell et al., 2008). Especialmente relevantes son las variaciones cinemáticas causadas por la fatiga en las estructuras del raquis (Sayers & Tweddle, 2012), ya que son las principales estabilizadoras del torso durante el pedaleo (Juker et al., 1998). Se ha sugerido que mantener el raquis en posición de flexión durante largos periodos de tiempo parece ser un factor influyente en la aparición de una lesión tan prevalente en el ciclismo como es el dolor lumbar (LBP) (Streisfeld et al., 2017).

Por otro lado, comúnmente se han utilizado los registros 2D en el plano sagital para estudiar la cinemática del pedaleo (Swart & Holliday, 2019). El problema principal de estos análisis es que el plano frontal se omite en la mayoría de los casos (Fife et al., 2020), a pesar

de que una combinación de cinemática en 3D que incluya los planos frontal y transversal proporcionaría información sobre el contexto que rodea a las fuerzas aplicadas sobre los pedales. Según Pouliquen et al. (2018), para mantener un pedaleo simétrico dentro del plano sagital en situaciones de fatiga, se producen movimientos compensatorios en otros planos que pueden conducir a un mayor riesgo de lesiones por sobreuso de la rodilla (Gregersen & Hull, 2003). Por lo tanto, resulta esencial registrar en estos planos para comprender con mayor precisión los cambios cinemáticos debidos a la fatiga y el riesgo de lesión asociado. Algunos de esos movimientos, como un mayor desplazamiento (proyección) de la rodilla hacia el eje medial o una mayor flexión del tobillo, que generarían un cambio en el movimiento de la rodilla, pueden estar relacionados con las lesiones de rodilla (Bini & Flores-Bini, 2018; Gatti et al., 2021). Las lesiones de rodilla han recibido una especial atención por parte de la literatura para intentar prevenirlas debido al gran número de lesiones en esta articulación (Dettori & Norvell, 2006).

En este sentido, hasta donde sabemos, solo tres estudios se han centrado en el movimiento 3D durante un protocolo de fatiga (Bini & Diefenthaler, 2010; Bini et al., 2010; Pouliquen et al., 2018). Pouliquen et al. (2018) estudiaron la cinemática de la parte inferior del cuerpo en 12 ciclistas de élite en una prueba incremental. Sayers et al. (2012) y Sayers y Tweddle (2012) registraron la cinemática de la parte inferior del cuerpo y del tronco en 10 ciclistas aficionados durante una hora a una intensidad constante (88% de inicio de acumulación de lactato en sangre [OBLA]). Tres estudios mostraron cambios significativos en las principales articulaciones implicadas en la propulsión en el ciclismo (cadera, rodilla y tobillo).

Otra limitación de los estudios que han analizado el efecto de la fatiga en la cinemática del ciclismo es el uso de pruebas incrementales hasta el agotamiento (Bini &

Diefenthaler, 2010; Bini et al., 2010; Poulighen et al., 2018). En este sentido, los cambios en la técnica de pedaleo pueden ser consecuencia de una adaptación a la aplicación de una mayor potencia (Holliday et al., 2019). En consecuencia, hacer uso de protocolos de fatiga máxima de intensidad mantenida, como el test de Umbral de Potencia Funcional (UPF) (Allen et al., 2019), parece ser una buena alternativa, ya que los posibles cambios cinemáticos provendrán exclusivamente de la fatiga acumulada, y no de la combinación de fatiga e intensidad como en los test incrementales (Bini & Diefenthaler, 2010). Por último, la mayoría de los análisis cinemáticos (*bike-fitting*) que se realizan actualmente en ciclistas se hacen en protocolos cortos que no inducen a la fatiga o se realizan en un solo lado del cuerpo, a pesar de que las asimetrías bilaterales son comunes en el ciclismo (Edeline et al., 2004).

Por último, los estudios centrados en el análisis de la cinemática del ciclismo suelen basarse en el paradigma de extraer información solo en algunos puntos discretos del ciclo de pedaleo, comúnmente la posición inferior y anterior de la biela (Bini et al., 2013; Fonda et al., 2014). Sin embargo, el pedaleo es una acción cíclica y continua, por lo que este enfoque puede ser claramente limitado al comparar entre condiciones de pedaleo. El análisis denominado mapeo estadístico paramétrico o *statistical parametric mapping* (SPM) puede detectar diferencias en curvas completas en lugar de sólo en puntos discretos (Pataky, 2012), lo que permite una mejor comprensión de las diferencias entre las distintas condiciones.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue realizar un análisis cinemático continuo de la técnica de pedaleo en ciclistas aficionados durante una prueba máxima de intensidad mantenida para observar las variaciones cinemáticas en las articulaciones de la columna vertebral y las extremidades inferiores del cuerpo debido a la fatiga.

4.3. MÉTODO

Muestra

La muestra estaba formada por 23 ciclistas aficionados, 16 hombres (27.4 ± 9.6 años, 1.77 ± 0.08 m, 72.0 ± 8.2 kg) y 7 mujeres (33.3 ± 8.0 años, 1.63 ± 0.05 m, 59.7 ± 8.6 kg), con al menos tres años de experiencia en ciclismo (8.1 ± 4.7 años) y una práctica media de al menos 6 horas/semana (587 ± 220 min). Para que los ciclistas fueran incluidos en este estudio, ninguno de ellos debía presentar dolor o patologías que pudieran modificar el patrón de movimiento en los seis meses anteriores al estudio. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de su colaboración, basado en las recomendaciones de la declaración de Helsinki y aprobado por la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad.

Protocolo

Para el análisis cinemático se utilizó un sistema de captura de movimiento tridimensional, compuesto por siete cámaras T10 y una Vero 2.2 (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, Reino Unido), que funcionaba a 200 Hz. Para monitorizar las condiciones de pedaleo, se utilizó el rodillo con potenciómetro Wahoo KICKR Power Trainer, con el sensor de cadencia y velocidad Blue SC Wahoo, validado por Zadow et al. (2016), y la Wahoo® Fitness: Workout Tracker APP en un sistema Android.

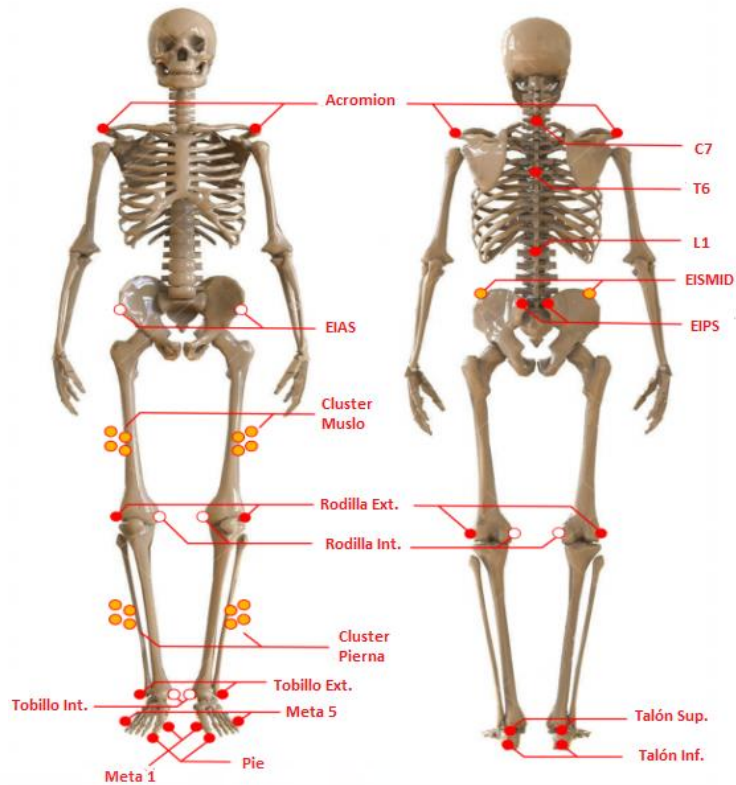


Figura 4.1. Vista anterior y posterior de la ubicación de los marcadores del modelo utilizado para capturar el movimiento del cuerpo. Marcadores técnicos rellenos de color naranja. Marcadores de calibración rellenos de color blanco.

Se utilizó un modelo de extremidades inferiores y tronco compuesto por 45 marcadores. Se colocaron marcadores externos reflectantes en las vértebras L1, T6 y C7, en ambos acrómiones, en las espinas ilíacas anterosuperiores y posterosuperiores, en los cóndilos femorales laterales y mediales, en los maléolos externos e internos, en el calcáneo (inferior y superior), en las cabezas del 1° y 5° metatarsiano y en la punta del pie. Además, se colocaron marcadores técnicos en el extremo lateral de las crestas ilíacas y 4 *clusters* de marcadores en la cara lateral de cada muslo y pierna (Fukuchi et al., 2017; Rodrigues et al., 2015) (Figura 4.1). Los marcadores en las espinas ilíacas anterosuperiores, los cóndilos femorales internos y los maléolos internos actuaron como marcadores de calibración para localizar los centros articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo, respectivamente.

Se realizó un calentamiento pedaleando durante 10 min a 100 W. A continuación, se realizaron cinco escalones de 1 min con incrementos de 25 W. En el último paso, el

objetivo era alcanzar una intensidad cercana a la esperada durante la prueba. Para ello, se recogió información sobre las evaluaciones previas del UPF de cada ciclista. Al final del calentamiento, se realizó un descanso de 5 min. El calentamiento se basó en las recomendaciones de Bishop et al. (2003) con partes de baja intensidad y de alta intensidad, seguidas de un descanso antes del inicio de la prueba.

Tras el descanso, se realizó un test de UPF máximo de 20 min para la evaluación de la cinemática de los ciclistas (Allen et al., 2019). Todos los participantes utilizaron su propia bicicleta. Durante todo el calentamiento y la prueba se les indicó que se sujetaran al manillar central, para no variar el apoyo con la consecuente variación de la cinemática en la columna y la pelvis (Muyor & Zabala, 2015). La cadencia de pedaleo se controló y se mantuvo en torno a 90 rpm. Para controlar la intensidad máxima de la prueba, se registró el esfuerzo percibido (RPE) al final de esta. El movimiento de los marcadores se registró durante 15 s en cuatro momentos concretos: tras el inicio del calentamiento (CAL); al comienzo de la prueba (INI); en la mitad, a los 10 min (MID) y justo antes del final (FIN) (Martin & Brown, 2009). De los 15 s registrados, se descartaron las cinco primeras pedaladas y se utilizaron para el estudio los siguientes 10 ciclos completos de pedaleo de cada extremidad inferior. Las condiciones ambientales fueron controladas para todos los sujetos, con temperatura y humedad constantes (Javaloyes et al., 2020).

Procesamiento y análisis de datos

Los centros articulares de la cadera se calcularon mediante la ecuación propuesta por Harrington et al. (2007), a partir de los marcadores de las espinas ilíacas posterosuperiores y anterosuperiores, reconstruidas estas últimas a partir del *cluster* formado por los marcadores de las espinas posterosuperiores y los de las crestas ilíacas (McClelland et al., 2010). Además, los centros de la articulación de la rodilla se localizaron utilizando el método transepicondíleo (Asano et al., 2005; Churchill et al., 1998). El centro de la articulación del tobillo se encontró calculando el punto medio entre los marcadores del maléolo interno y externo (Nair et al., 2010; Vanwanseele et al., 2009).

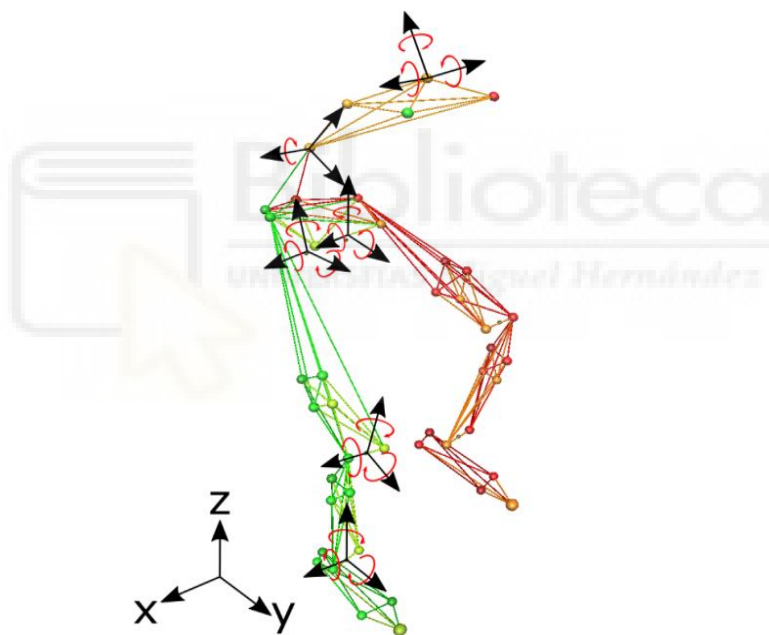


Figura 4.2. Vista del sistema de coordenadas local de cada uno de los ángulos de las articulaciones y segmentos calculados. Las flechas curvas indican el signo positivo de cada eje de articulación o segmento.

A partir de las posiciones de los marcadores, se calcularon tridimensionalmente los ángulos de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo mediante procedimientos convencionales de álgebra lineal (Hamill et al., 2014). También se calcularon en 3D los ángulos de los segmentos de la pelvis y el tórax. Por último, se calculó el ángulo de flexión de la región lumbar con respecto al tórax en 2D. Para los ángulos articulares, el signo positivo

en los ejes x, y, z significa flexión, abducción y rotación externa, respectivamente. Para los segmentos, el signo positivo significa inclinación posterior, inclinación lateral derecha y rotación axial hacia la izquierda, respectivamente (Figura 4.2).

Además, se calculó el ángulo de biela a partir de los marcadores del 5° metatarsiano. El ángulo de la biela se utilizó para cortar los datos continuos en cada ciclo de pedaleo. Cada ciclo comenzaba cuando el pedal ipsilateral cruzaba la posición más alta. Los ángulos centrales (lumbar, tórax y pelvis) utilizaron el pedal derecho como referencia. Todos los ángulos se normalizaron en 360 puntos con interpolación lineal, representando cada punto 1° en un ciclo completo de pedaleo.

Análisis estadístico

Se utilizó el SPM unidimensional para comparar entre condiciones de tiempo a lo largo del ciclo de pedaleo. Para determinar el efecto de la fatiga, se compararon los periodos INI, MID y FIN mediante un ANOVA de medidas repetidas. En caso de encontrar una diferencia estadística, se calculó una prueba t post-hoc por pares con la corrección de Bonferroni. También se calculó la d de Cohen (Cohen, 1988) para determinar la magnitud de las diferencias emparejadas. Se estableció un nivel alfa de 0.05 para todos los análisis. Para determinar el efecto de la intensidad de pedaleo, se calculó la prueba t pareada SPM entre las condiciones CAL e INI.

Todos los análisis se realizaron mediante scripts de creación propia en lenguaje Python 3.8, utilizando el módulo de código abierto spm1D para Python (v.0.4.3, www.spm1d.org) (Pataky, 2012).

4.4. RESULTADOS

La Figura 4.3 muestra los resultados del ANOVA de medidas repetidas del SPM comparando los tres instantes de la prueba (INI, MID y FIN). Se mostraron diferencias significativas ($p < 0.05$) en casi todas las articulaciones implicadas en el pedaleo. Destacan las diferencias en la flexoextensión de la rodilla en la fase cercana a 0° de la biela, en la flexoextensión del tobillo en la fase cercana a 0° y 180° de la biela, y en la aducción/abducción de ambas caderas durante la fase de propulsión (50° - 100° de la biela aproximadamente), a mitad y a final del test, respecto al inicio de este.

En la zona de la columna vertebral, se encontraron diferencias en la flexoextensión lumbar, durante la fase inicial de propulsión (0° - 90° de biela aproximadamente) de cada extremidad inferior, y en la flexoextensión torácica durante todo el ciclo de pedaleo. En cuanto a la inclinación lateral, aumentó en los segmentos de tórax y pelvis, correspondiendo también al inicio de la fase de propulsión de cada extremidad inferior (0° - 90° de la biela). Por último, hubo diferencias en la rotación torácica, durante la fase inicial de la fase de propulsión del miembro inferior derecho (aproximadamente de 35° a 55° de la biela).

La Tabla 4.1 también muestra las comparaciones específicas por pares cuando se encontró una significación estadística en el ANOVA. Algunos de los cambios más importantes en comparación con el inicio de la prueba son el aumento de la extensión del tobillo, la flexión de la rodilla en la fase de 0° de la biela y los cambios en ambas caderas en el eje y en la fase de propulsión, lo que resulta en un aumento de la aducción. En las estructuras vertebrales, las diferencias más importantes fueron la mayor flexión al final de la prueba en la estructura lumbar, así como una mayor inclinación lateral izquierda de la pelvis, cuando la biela izquierda está a 180° .

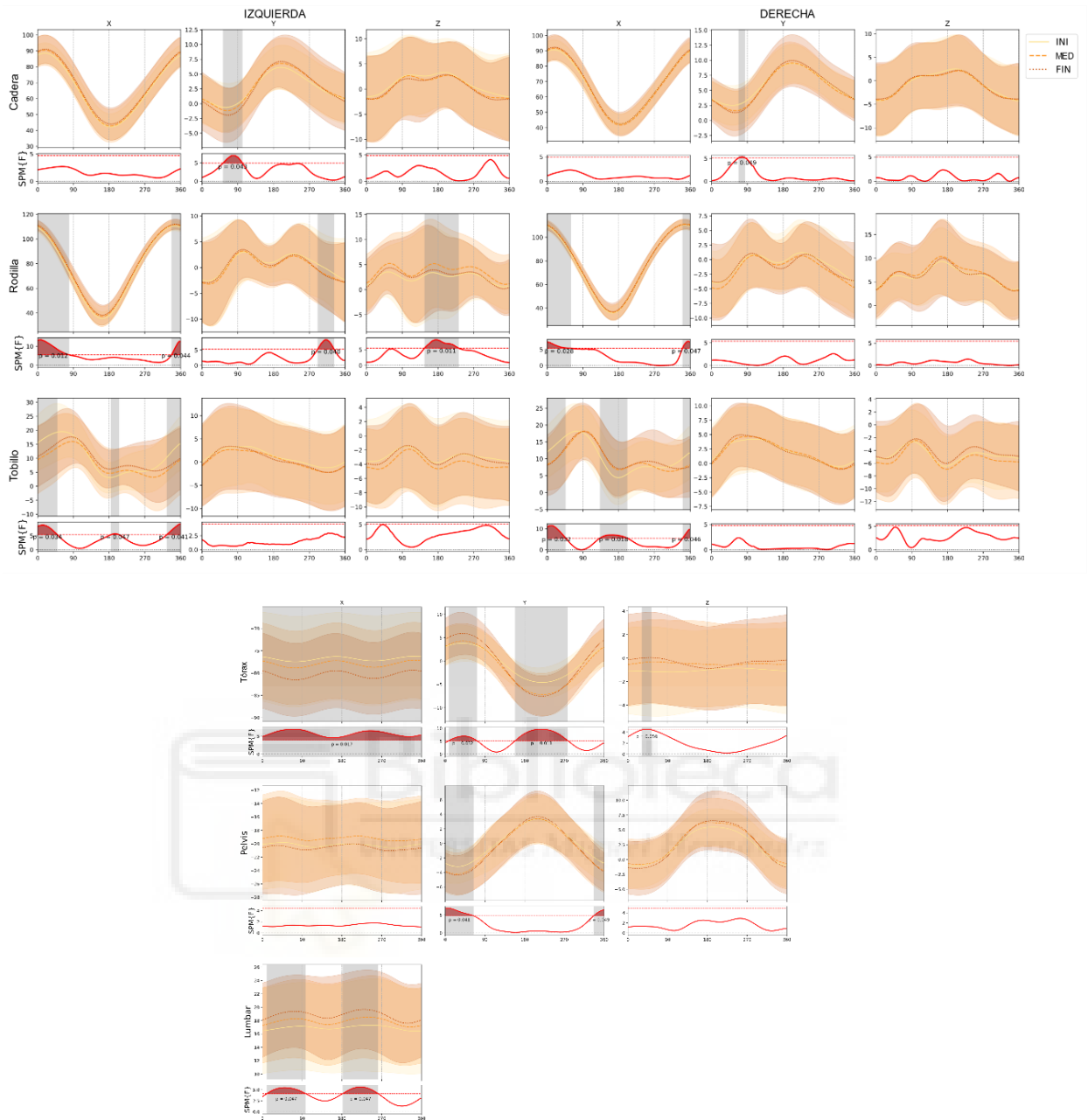


Figura 4.3. Comparación de los ángulos de las articulaciones y de los segmentos a lo largo del tiempo de la prueba. Los paneles inferiores presentan los valores F del mapeo estadístico paramétrico del ANOVA de medidas repetidas, con la línea de puntos representando el umbral crítico. Las áreas sombreadas en rojo y gris indican las diferencias estadísticas entre las condiciones. Los valores horizontales representan un ciclo de pedaleo, partiendo de la posición superior del mismo pedal lateral. INI: medición a los 0 min; MID: medición a los 10 min; FIN: medición a los 20 min; SPM: *Statistical parametric mapping*. x, y, z: movimiento en el plano sagital, frontal y transversal, respectivamente.

Tabla 4.1. Comparaciones post-hoc entre las diferentes condiciones del ANOVA del Umbral de Potencia Funcional que representa el eje de las articulaciones y los grupos en los que se encontraron diferencias significativas. INI: medición a los 0 min; MID: medición a los 10 min; FIN: medición a los 20 min.

Condición	Articulación y eje	Cluster (ángulo de biela)	p	Tamaño del efecto
INI vs. MID	Tobillo Izquierdo_x	[329, 49]	0.044	0.51
	Tobillo Derecho_x	[341, 46]	<0.01	0.44
		[133, 201]	<0.01	0.30
	Cadera Derecha_y	[68,83]	0.022	0.31
	Rodilla Izquierda_x	[339,39]	0.045	0.31
	Rodilla Derecha_x	[341,59]	0.018	0.24
	Rodilla Izquierda_y	[291,331]	0.023	0.18
	Rodilla Izquierda_z	[146,231]	<0.01	0.19
	Pelvis_y	[0,13]	0.049	0.40
	Tórax_y	[172,267]	0.035	0.65
	Tórax_z	[32,53]	0.016	0.22
INI vs. FIN	Tobillo Izquierdo_x	[337,31]	0.040	0.49
		[184,204]	<0.01	0.52
	Cadera Izquierda_y	[53,101]	<0.01	0.31
	Cadera Derecha_y	[68,83]	0.017	0.36
	Rodilla Izquierda_x	[338,78]	0.045	0.28
	Rodilla Derecha_x	[0,33]	0.033	0.24
	Rodilla Izquierda_y	[291,332]	0.011	0.20
	Lumbar_x	[44,60]	0.049	0.39
		[202,242]	0.047	0.38
	Pelvis_y	[336,63]	<0.01	0.40
	Tórax_y	[8,71]	<0.01	0.48
		[159,277]	<0.01	0.70
		Tórax_z	[32,53]	0.036
MED vs. FIN	Rodilla Izquierda_z	[158,230]	<0.01	0.14
	Tórax_x	[347,116]	0.049	0.31
		[204,262]	0.047	0.31
	Tórax_y	[8,70]	0.033	0.39

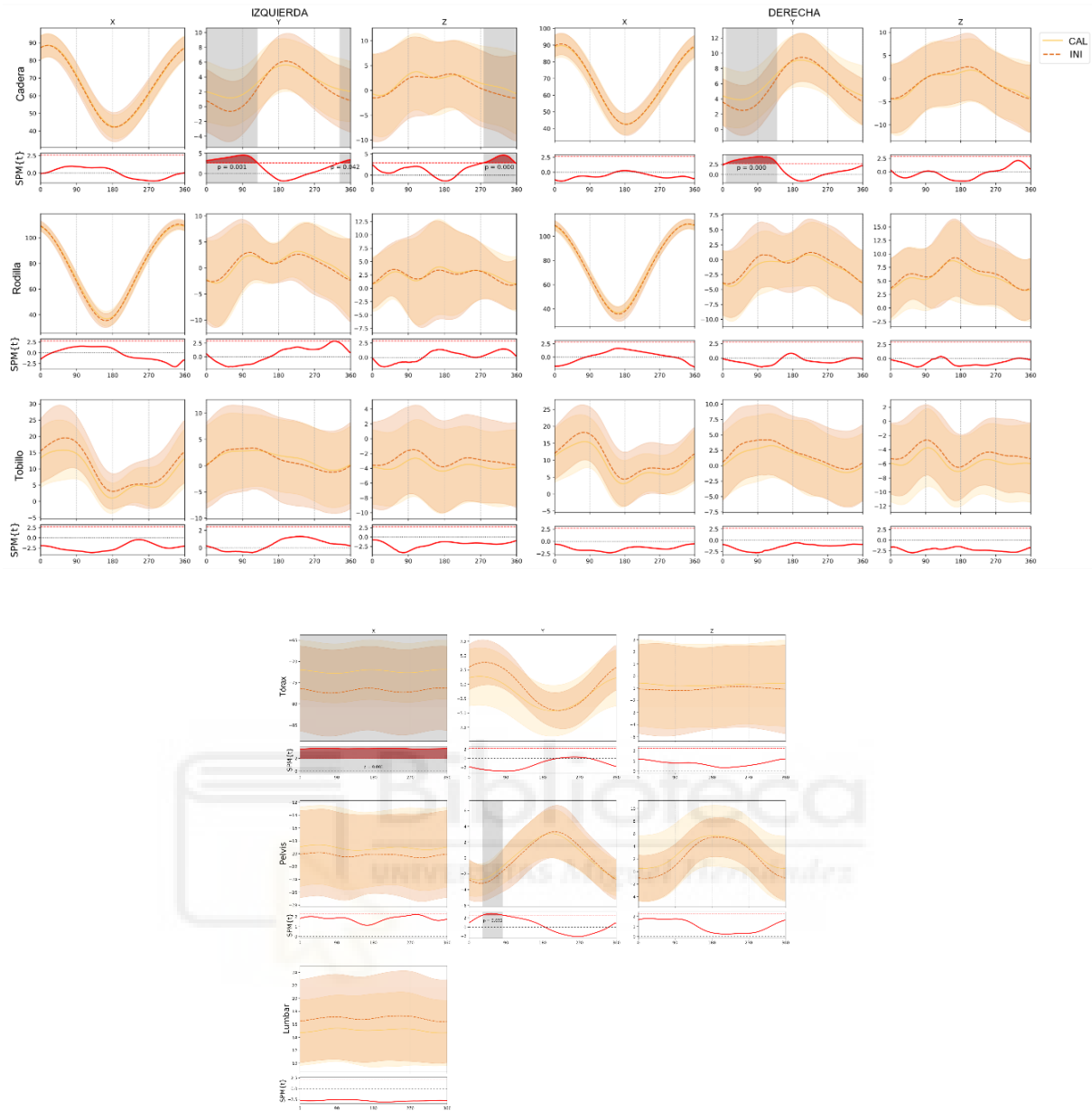


Figura 4.4. Comparación de los ángulos de las articulaciones y los segmentos entre el calentamiento y la parte inicial de la prueba. En los paneles inferiores se muestran los valores t del mapeo estadístico paramétrico de la prueba t, con la línea de puntos representando el umbral crítico. Las áreas sombreadas en rojo y gris indican las diferencias estadísticas entre las condiciones. Los valores horizontales representan un ciclo de pedaleo, empezando por la posición superior del mismo pedal lateral. CAL: medición al iniciar el calentamiento; INI: medición a los 0 min de la prueba; SPM: *Statistical parametric mapping*. x, y, z: movimiento en el plano sagital, frontal y transversal, respectivamente.

Por último, al comparar los dos momentos del registro de diferente intensidad (CAL e INI), se revelaron diferencias significativas en ambas caderas en el eje y, con una mayor aducción al inicio de la fase de propulsión en el momento inicial (0°-130°) (Izquierda entre

340° y 120° de la biela; $p=0.001$; y Derecha entre 10° y 140° de la biela; $p=0,001$); y derecha entre 10° y 140° de la biela; $p<0.001$), y en el eje z, con una mayor rotación externa en el momento inicial, exclusivamente en la cadera izquierda en la fase de recuperación final (entre 280°-360° de la biela; $p<0.001$) (Figura 4.4).

También se encontró una mayor flexión torácica en el momento inicial durante todo el recorrido de la biela ($p=0.001$) y una mayor inclinación pélvica ipsilateral cuando la biela derecha estaba entre 30° y 90° ($p=0.032$) (Figura 4.4).

4.5. DISCUSIÓN

Este estudio tuvo como objetivo analizar la cinemática de la técnica de pedaleo en ciclistas amateurs durante una prueba máxima de intensidad mantenida. El principal hallazgo de este trabajo fue que hubo cambios significativos en casi todas las articulaciones implicadas en el pedaleo a lo largo del protocolo de fatiga maximal. Esto confirma la limitada validez de los protocolos cinemáticos, realizados sin fatiga, que suelen aplicarse en el contexto de la adaptación de la bicicleta al ciclista (*bike-fitting*).

Las diferencias en la inclinación lateral de los segmentos del tórax y la pelvis (eje y) pueden ser el resultado del empuje del ciclista sobre el manillar en la fase de propulsión durante el pedaleo (Sayers & Twedde, 2012). Por un lado, una mayor inclinación del tronco puede estar asociada a una menor coactivación de la musculatura del tronco, lo que aumenta la carga sobre la región de la columna vertebral, incrementando el riesgo de lesión (Davis & Marras, 2000). Una mayor inclinación lateral, observada en la región torácica al final del protocolo de fatiga se ha asociado previamente con el riesgo de padecer LBP en el ciclismo (Joseph et al., 2006).

Por otro lado, la mayor flexión lumbar y torácica al final del protocolo de fatiga confirma la hipótesis de que los periodos prolongados de mantenimiento de una posición producen un *creep spinal* (Sánchez-Zuriaga et al., 2010), lo que podría explicar en parte el elevado número de lesiones que sufren los ciclistas profesionales en las zonas de la columna vertebral (Clarsen et al., 2010). Srinivasan y Balasubramanian (2007) observaron cómo el aumento de la fatiga en los músculos estabilizadores del tronco durante el pedaleo, como el erector espinal, suele estar asociado a que los ciclistas presenten síntomas más graves en su dolor lumbar. Además, las personas con LBP tienden a tener un menor control del tronco (Burnett et al., 2004). Los cambios cinemáticos en la región lumbar se producen al final de la prueba y no en la mitad de la misma, lo que confirma la necesidad de desarrollar protocolos prolongados de fatiga para detectar el riesgo de LBP (Marsden & Schwellnus, 2010).

En cuanto a las articulaciones de las extremidades inferiores, los cambios producidos en los tobillos coinciden con otros artículos que estudiaron la relación entre la cinemática y la fatiga (Bini & Diefenthaler, 2010; Pouliquen et al., 2018; Sayers et al., 2012). Se puede asumir que un aumento de la fatiga de los músculos extensores y flexores del tobillo provoca un incremento de la rigidez articular (Zajac et al., 2002) y consecuentemente un cambio en el rango de movimiento. Los cambios observados en la rodilla en el plano sagital, en línea con los resultados de Pouliquen et al. (2018), se derivan de los cambios en el ángulo del tobillo, ya que actúan en una cadena de propulsión cerrada (Buckeridge et al., 2015). Sin embargo, este resultado difiere de los resultados encontrados por otros estudios (Bini & Diefenthaler, 2010; Sayers et al., 2012) donde la articulación afectada por los cambios del plano sagital del tobillo era la cadera. Se ha sugerido que el uso de calas en los pedales podría modificar la cinemática de las articulaciones de las extremidades inferiores. Su uso tiende a producir cambios en la rodilla y el tobillo, mientras que los cambios se producen en la rodilla y la cadera cuando no se utilizan calas (Ferrer-

Roca et al., 2014). Bini y Diefenthaler (2010) sí utilizaron calas, mientras que Sayers et al. (2012) no lo especificaron. Entre los ciclistas, el uso de calas está muy extendido y entendemos que la mayoría de los estudios publicados se realizan con calas. Otra posible explicación es la elección de los participantes de la técnica de pedaleo (pistón o redondo [Korff et al., 2007]), que no se suele informar y puede tener diferentes implicaciones en las articulaciones. Por último, hasta donde sabemos, este es el primer estudio que aplica una comparación estadística continua de la técnica de pedaleo no basada sólo en puntos discretos, y por lo tanto, no se pueden comparar ambos resultados.

Otro aspecto clave es el cambio en la rodilla izquierda, tanto en el eje y como en el z, con un aumento de la aducción y la rotación externa, así como el aumento de la aducción en las caderas en el eje y. Las alteraciones cinemáticas fuera del plano sagital podrían estar relacionadas con la aparición de lesiones comunes en el ciclismo como el dolor patelofemoral (Bini & Flores-Bini, 2018; Dingwell et al., 2008; Pouliquen et al., 2018). Aunque esta diferencia solo se encuentra en la rodilla izquierda, no se debe asumir que el movimiento es cíclico y similar en ambas extremidades inferiores (Edeline et al., 2004). Como han demostrado otros estudios, es habitual encontrar déficits de fuerza y amplitud de movimiento entre las extremidades inferiores (Carpes et al., 2010). Esto confirma la necesidad de analizar la biomecánica de ambas extremidades inferiores durante los análisis cinemáticos, un aspecto que se pasa por alto en algunos de los estudios que han relacionado previamente cinemática y lesión (Bailey et al., 2003; Gregersen & Hull, 2003).

Por último, los cambios en la cinemática debidos a la intensidad (CAL vs. INI) del pedaleo en los ciclistas parecen justificar la mayor flexión torácica, rotación lateral de la pelvis y aducción de la cadera al inicio del protocolo en comparación con el calentamiento, como adaptación a la realización de una mayor potencia (Holliday et al., 2019). Según

nuestro conocimiento, este es el primer trabajo que analiza las diferencias cinemáticas en 3D en un protocolo de fatiga de intensidad constante. Además, este estudio presenta un tamaño de muestra mayor que los estudios anteriores realizados en 3D (Pouliquen et al., 2018; Sayers & Twedde, 2012; Sayers et al., 2012). Por lo tanto, los resultados obtenidos muestran la necesidad de desarrollar protocolos de análisis cinemático, adaptados a las demandas de fatiga específicas de cada disciplina ciclista. Esto permite la optimización del movimiento para evitar lesiones y mejorar el rendimiento, así como pone de manifiesto la necesidad de adaptar los programas preventivos a las articulaciones principalmente afectadas por la fatiga. En futuros trabajos se deberá investigar la relación entre la estabilidad/fuerza del *core* y la consistencia de la cinemática de la columna vertebral y las extremidades inferiores del cuerpo. Según Abt et al. (2007), la estabilidad del *core* reduce el movimiento del torso y la alineación de la parte inferior del cuerpo, y esto podría reducir el riesgo de lesiones en ciclistas. Asplund y Ross (2010) sugirieron que una mayor estabilidad del *core* reduciría el riesgo de sufrir una lesión en la columna vertebral, y esto podría lograrse mediante un entrenamiento centrado en el tronco, realizando ejercicios dinámicos y/o estáticos. Uno de los métodos más novedosos para cuantificar la estabilidad en los ejercicios estáticos es la acelerometría, que permitiría monitorizar el estado de la estabilidad del tronco y mejorar la dosis-respuesta en los programas centrados en el tronco (Barbado et al., 2018).

Las principales limitaciones de este estudio se refieren a la heterogeneidad de la muestra, ya que, aunque eran ciclistas amateurs, reportaron diferencias en el volumen de minutos semanales de entrenamiento y su experiencia, variable que podría influir en los cambios cinemáticos. Una persona experimentada puede tener una mayor consistencia en la cinemática (Bini et al., 2016). Otra limitación importante es la ausencia de un registro externo de variables fisiológicas asociadas a la fatiga como la frecuencia cardíaca o el lactato

en sangre, ya que con el RPE puede ser insuficiente en personas no familiarizadas con la escala.

4.6. CONCLUSIONES

Un protocolo de fatiga máxima a intensidad estable parece modificar el patrón cinemático de las estructuras de la columna vertebral, la pelvis y la extremidad inferior del cuerpo en ciclistas aficionados. Esta modificación de la cinemática puede aumentar el riesgo de lesión de estas estructuras y reducir el rendimiento. Por este motivo, es importante llevar a cabo protocolos de ajuste de la bicicleta en situaciones de fatiga, que se acerquen a las exigencias específicas de la competición y permitan detectar posibles factores de riesgo de lesión. Es probable que un entrenamiento adicional de la estabilidad del tronco reduzca el movimiento asociado a la fatiga, reduciendo así el riesgo de lesión.



CAPÍTULO 5

ESTUDIO 3



Influencia de distintas dimensiones del *core* en la producción de potencia crítica en diferentes disciplinas ciclistas.

Autores: Alberto Galindo-Martínez, Alejandro Lopez-Valenciano, Juan Miguel Vallés-González, Jose Luis López Elvira.

**INFLUENCIA DE DISTINTAS DIMENSIONES DEL *CORE* EN LA PRODUCCIÓN DE
POTENCIA CRÍTICA EN DIFERENTES DISCIPLINAS CICLISTAS**

por

Galindo-Martínez, A., López-Valenciano, A., Vallés-González, J.M. y Elvira, J.L.L.

5.1. RESUMEN

El ciclismo es un deporte con distintas disciplinas cuyo rendimiento depende de diversos factores, entre los que se encuentran las distintas dimensiones del *core*. Sin embargo, muy pocos estudios han analizado la relación de la fuerza y la estabilidad de tronco con la producción de potencia en el pedaleo. Por ello, es necesario analizar la relación entre la producción de potencia, y variables analíticas de *core*, como la fuerza, la estabilidad y la cinemática durante el pedaleo. Así como, observar las diferencias existentes entre disciplinas. En este estudio participaron 30 deportistas (9 de ciclismo de carretera, 10 de *mountain bike* y 11 de triatlón), los cuales realizaron un test de estabilidad sedente, un test de fuerza máxima de extensores y flexores de tronco y un test de Umbral de Potencia Funcional (UPF) de 20 min, en el que simultáneamente se analizó la cinemática del tronco. Se compararon los resultados entre los tres grupos y se calcularon correlaciones bivariadas entre la variable de rendimiento (potencia crítica) y las variables del tronco de cada test. Se encontró un mayor control en la prueba de estabilidad sedente en el grupo de *mountain bike*, una mayor inclinación anterior torácica en el grupo de carretera y un mayor rango de inclinación lateral en el grupo de triatlón. Por otro lado, solo se encontraron correlaciones significativas entre la inclinación anterior torácica y la potencia crítica relativa a nivel general, siendo el resto de las correlaciones entre variables de *core* y potencia del pedaleo,

pequeñas o triviales. Por tanto, parece ser que tanto la fuerza como la estabilidad de tronco tienen una baja influencia en la producción de potencia en un test de larga duración como es el UPF, aunque sí existen algunas diferencias entre las distintas disciplinas en las dimensiones del *core*.

Palabras Clave: Fuerza de Tronco, Estabilidad de Tronco, Rendimiento, Umbral de Potencia Funcional.



5.2. INTRODUCCIÓN

El ciclismo es un deporte individual que se compone de diferentes disciplinas, como son el ciclismo de carretera o de montaña, además de otros deportes, como el triatlón, que requieren de la bicicleta. Las variables de rendimiento en cada una de ellas son diferentes (Chidley et al., 2015; Figueiredo et al., 2016; Menaspà et al., 2017) y por tanto las adaptaciones que se producen por el entrenamiento de cada disciplina también son diferentes (Zatoń & Dąbrowski, 2013).

Así mismo, su rendimiento depende de multitud de factores (Faria et al., 2005), entre los cuales se encuentran variables fisiológicas, como el VO₂máx o la eficiencia aeróbica (Engelbrecht & Terblanche, 2018; Rønnestad & Hansen, 2018), variables biomecánicas, como la aerodinámica o los ángulos de aplicación de la fuerza durante el pedaleo (Fintelman et al., 2014; Korff et al., 2007) y variables neuromusculares como es el aprovechamiento de las fuerzas de propulsión generadas durante el pedaleo (García-López et al., 2016).

Entre estas variables neuromusculares, la fuerza, resistencia y estabilidad del tronco (*core*) han cobrado especial importancia en el deporte en los últimos años por su relación con la prevención de lesiones o el aumento del rendimiento deportivo (Reed et al., 2012). De manera particular, en el ciclismo influyen en la potencia producida durante el pedaleo, y en la reducción del riesgo de lesión de rodilla, debido a que la fatiga del tronco puede desalinearse las extremidades inferiores y con ello predisponer a la aparición de lesiones en el tren inferior (Abt et al., 2007).

Aunque el entrenamiento de la zona central del tronco por parte de los colectivos ciclistas está aumentando (Asplund & Ross, 2010), y se ha mostrado la eficacia de algunos programas de *core* (Nualpech et al., 2019; Wiseman, 2013), el conocimiento acerca de la

contribución del *core* en la producción de potencia en el ciclismo y la prevención de lesiones es escaso (Asplund & Ross, 2010; Rannama et al., 2017) y controvertido (Meuwisen, 2016). Además, los resultados son muy genéricos y no se adaptan a las demandas específicas de cada disciplina del ciclismo, cuando los test de valoración deberían ser específicos de cada disciplina deportiva (Barbado et al., 2016).

Por un lado, Park et al. (2019) y Park y Seo (2020) estudiaron la relación entre la fuerza de extensores y flexores de tronco en un dinamómetro isocinético a 30°/s y la potencia producida en un test de 30 s *all out* de ciclismo, aunque solo Park et al. (2019) encontraron relación entre ambas variables. Meuwisen (2016), por su parte, tampoco halló relación entre la potencia de tronco, encontrada mediante el test *Frontal Abdominal Power Throw* (FAPT) y la resistencia de flexores de tronco en un *Crunch Test*, y la potencia producida en un test de 30 s y de 3.2 km en ciclismo.

Como se puede comprobar, el bajo número de trabajos que relacionen estas variables se une a la controversia en los resultados de los estudios realizados (Meuwissen, 2016). Por tanto, es necesario desarrollar trabajos que permitan aportar más información en este tema. Además, los trabajos previos han utilizado generalmente test de ciclismo *all out* de corta duración, por lo que es necesario establecer la relación entre la fuerza y la estabilidad de tronco y la capacidad de producir potencia en test de mayor duración (Meuwissen, 2016; Wiseman, 2013), como es el test de Umbral de Potencia Funcional (UPF) (Allen et al., 2019).

Por otro lado, la cinemática de la zona raquídea es otro de los aspectos que han sido estudiados para explicar el riesgo de lesión de esta zona (Galindo-Martínez et al., 2021; Streisfeld et al., 2017). Abt et al. (2007) observaron cómo la fatiga en la musculatura del *core* producía un cambio en la cinemática del tren inferior, sin embargo, este cambio dependía de la fuerza, estabilidad y resistencia del *core* de cada ciclista.

Por ello, en este estudio se plantearon los siguientes objetivos: describir la población ciclista en tres de sus disciplinas en variables de fuerza, estabilidad, cinemática del tronco y producción de potencia en un test de UPF y analizar las diferencias entre ellas. El segundo objetivo fue establecer relaciones entre la fuerza de extensores y flexores de tronco, la estabilidad de tronco, la cinemática de las estructuras raquídeas durante el pedaleo y la producción de potencia en un test de UPF.

5.3. MÉTODO

Muestra

La muestra se compuso de un total de 30 participantes, 23 hombres y 7 mujeres, ciclistas amateurs de distintas disciplinas (ciclismo en ruta, triatlón y ciclismo de montaña). Los participantes debían cumplir dos criterios para ser incluidos en el estudio: (1) tener al menos 3 años de experiencia en ciclismo y al menos 1 en la propia disciplina, y (2) realizar entrenamientos con bicicleta al menos 2 veces por semana. Como criterios de exclusión se aplicaron: (1) estar operado del raquis o de la cadera y/o (2) haber sufrido dolor lumbar los últimos tres meses. Los datos descriptivos de la población se muestran en la Tabla 5.1. Se informó verbalmente a los participantes sobre el procedimiento que se iba a utilizar, así como sobre la finalidad y los riesgos del presente estudio, y se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos los participantes, basado en las recomendaciones de la declaración de Helsinki y aprobado por la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad. Se les solicitó a todos los participantes que no realizaran actividad física exigente 24 h antes de las pruebas y que no tomaran estimulantes el mismo día.

Tabla 5.2. Estadísticos descriptivos de la muestra de estudio.

	Media \pm DE	Carretera (n=9)	Mountain bike (n=10)	Triatlón (n=11)
Edad (años)	28.3 \pm 8.4	26.1 \pm 8.2	27.8 \pm 6.7	30.9 \pm 10.3
Masa (kg)	69.0 \pm 9.6	75.0 \pm 7.3	65.2 \pm 11	67.1 \pm 7.5
Talla (m)	1.74 \pm 0.09	1.83 \pm 0.06	1.71 \pm 0.1	1.7 \pm 0.05
Años de Experiencia	8.1 \pm 5.6	12.2 \pm 6.4	8 \pm 4.8	4.1 \pm 1.2
Sesiones por semana	5.5 \pm 2.1	5.2 \pm 1.6	4.8 \pm 1.6	6.5 \pm 2.8

Protocolo

El protocolo para el registro de los datos se realizó en una sola sesión y tuvo una duración aproximada de unas 3 h por participante, divididas en dos fases. En la primera de ellas, se realizaron mediciones antropométricas de la masa, talla y distancia de trocánter a acromion, según los criterios fijados por la *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK) (Stewart et al., 2011), además de datos personales de cada uno de los ciclistas.

En la segunda fase se llevó a cabo la valoración de tres pruebas. Primero, se realizaron de manera contrabalanceda una prueba de valoración de fuerza de extensores y flexores de tronco con un dinamómetro isocinético (García-Vaquero et al., 2020; Park et al., 2019), y una prueba de control postural sedente de tronco con un asiento inestable (Barbado et al., 2016). Finalmente se realizó el test de Umbral de Potencia Funcional (UPF) con una duración de 20 min (Allen et al., 2019). Simultáneamente a la realización del test se registró la cinemática de la pelvis y el tronco con un sistema de captura del movimiento (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK). Entre cada una de las pruebas se descansó 10 min.

La prueba de fuerza de extensores y flexores de tronco se realizó en un dinamómetro isocinético Biodex (Model 2000, System 4 Pro; Biodex Corporation, Shirley, NY, USA). Se

estandarizó la posición inicial de los participantes en el dinamómetro siguiendo el protocolo de García-Vaquero et al. (2020). El raquis permaneció erguido en una posición neutra (0°) y a partir de esta posición se colocaba a los participantes en una situación de flexión de tronco. Se fijó el rango de movimiento entre 30° y 60° de flexión (Figura 5.1), posición aproximada del ciclista durante el pedaleo (Muyor & Zabala, 2015). El rango de movimiento fue de 30° , para así limitar la influencia de la cadera en el movimiento (Grabiner & Jeziorowski, 1991). Además, se colocó una almohadilla en el sacro y un cinturón en la pelvis para limitar la participación de la cadera. El movimiento empezaba desde la posición de máxima flexión (60°). La prueba tuvo un calentamiento de dos series, una de cuatro repeticiones a $90^\circ/\text{s}$ y otra de tres repeticiones a $60^\circ/\text{s}$, para familiarizarse con el movimiento y el instrumento de medida. Posteriormente, se realizaron tres series de una repetición de flexoextensión de tronco a $10^\circ/\text{s}$ en modalidad concéntrica, tanto en la extensión como en la flexión. Se escogió esta velocidad por su mayor fiabilidad respecto a velocidades altas (Guilhem et al., 2014; Roth et al., 2017). Entre cada una de las series hubo un descanso de 60 s.

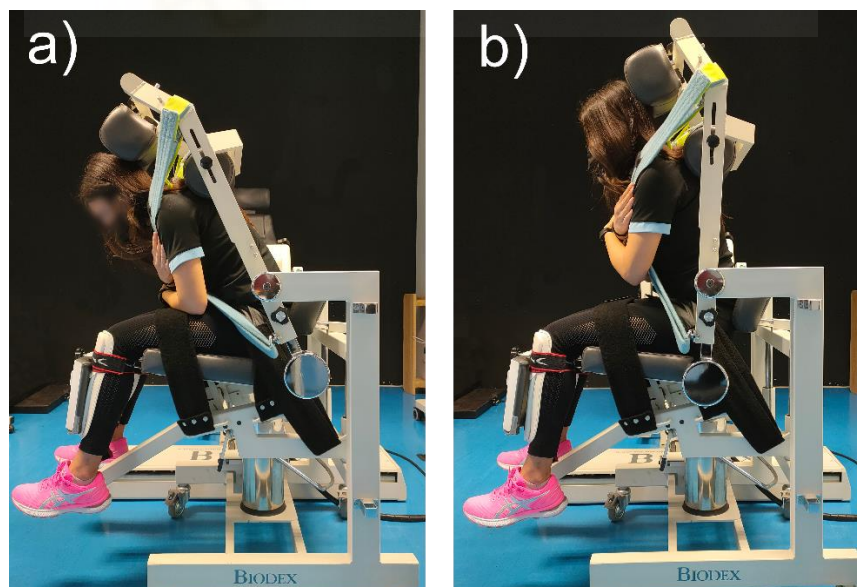


Figura 5.1. Participante realizando una flexoextensión de tronco en el dinamómetro isocinético con un rango de movimiento de 30° . a) Posición inicial, máxima flexión de tronco (60°); b) posición final, máxima extensión de tronco (30°).

En cuanto a la prueba de control postural sobre una superficie inestable, se desarrolló en posición sedente en un asiento de madera colocado sobre una hemiesfera (radio: 35 cm; altura: 12 cm) situada encima de una plataforma de fuerzas (Kistler, Switzerland, Model 9286AA) que registraba a 1000 Hz. El ciclista colocaba rodillas y caderas a 90°, cinchado de muslos y piernas, y con los brazos cruzados en los hombros (Figura 5.2). La plataforma de fuerzas, situada a una altura de 0.9 m sobre el suelo, era controlada por un software de creación propia que registraba la posición del centro de presiones (CoP) y la mostraba sobre una pantalla en tiempo real junto a una diana objetivo, siguiendo el protocolo utilizado por Barbado et al. (2016).

Primero se realizó un calentamiento, donde el sujeto debía permanecer lo más estable posible durante 30 s en dos condiciones, una en posición estática preferida, sin darle feedback en la pantalla, y otra estática donde se le pedía mantenerse estable sobre un punto objetivo que aparecía en la pantalla (Barbado et al., 2016). El test de estabilidad sedente consistió en realizar tres tareas dinámicas en tres direcciones diferentes: una de dirección anteroposterior (AP), otra de dirección mediolateral (ML) aplicando en ambas una variabilidad de baja intensidad para incrementar la dificultad; y otra con trayectoria puramente circular (CC). La amplitud del desplazamiento del punto objetivo en cada eje fue la correspondiente a una inclinación de 4° desde la posición de reposo del centro de masas del tren superior (cabeza, brazos y tronco) estimada a partir de la longitud entre el trocánter y acromion (Winter, 2009). En las tareas con niveles de variabilidad (AP y ML), al desplazamiento sinusoidal de la diana se le añadieron desviaciones con una amplitud de 1° y una frecuencia aleatoria. Por otra parte, en la tarea CC se mantuvo una trayectoria puramente sinusoidal (trabajo en consistencia), tal como hizo Coves-García (2018). En cada una de las tareas se les dio feedback de la posición de su CoP. Cada intento tuvo una duración de 70 s y el tiempo de descanso entre cada prueba fue de 90 s.

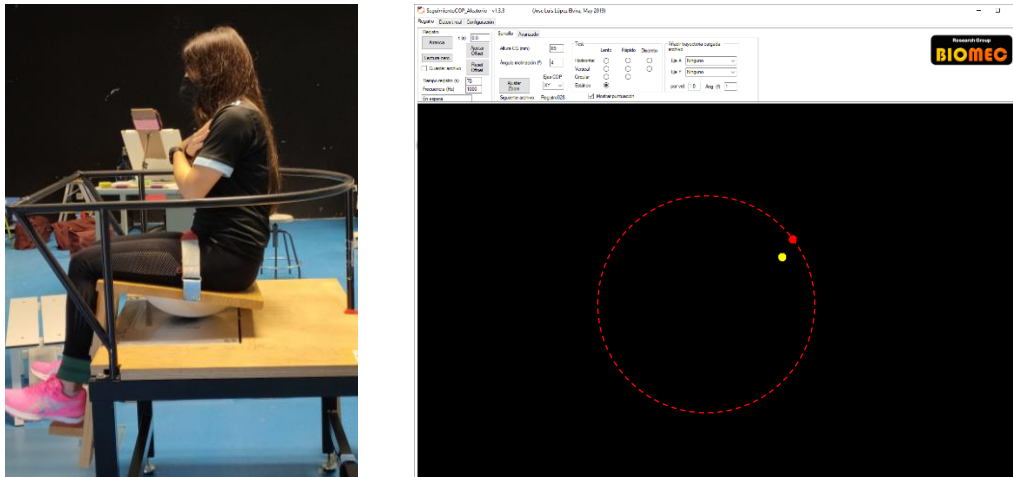


Figura 5.2. A la izquierda, participante realizando la prueba sobre el asiento inestable. A la derecha, se ve proyectado el centro de presiones en amarillo y el punto objetivo en rojo. Durante la ejecución no se mostraba la trayectoria a los participantes.

Por último, se valoró el rendimiento en ciclismo mediante un test de UPF de 20 min en un rodillo con potenciómetro Wahoo® KICKR PowerTrainer, validado por Zadow et al. (2016). Primero se realizó un calentamiento de 10 min a 100 W, seguido de cinco escalones de 1 min con aumentos de 25 W entre ellos, hasta alcanzar una intensidad cercana a la esperada en la prueba según los datos de cada participante recogidos previamente al test. El calentamiento se basó en las recomendaciones de Bishop (2003), incluyendo partes de baja y alta intensidad. Tras finalizar el calentamiento, se dejó un descanso de 5 min antes de iniciar el test.

Durante este test se registró la cinemática mediante un sistema de captura del movimiento tridimensional compuesto por 7 cámaras T10 y una Vero 2.2 (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK), operando a 200 Hz. Se utilizó un modelo de tronco y pelvis donde se colocaron marcadores reflectantes externos en las vértebras L1, T6 y C7, ambos acromiones, espinas iliacas anterosuperiores y espinas iliacas posterosuperiores. También se colocaron marcadores técnicos en el lateral de la pelvis (Galindo-Martínez et al., 2021). Los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores actuaron como marcadores de calibración para localizar el centro articular de la cadera. Se registraron 15 s en el tramo final

de la prueba, mientras los participantes mantenían una frecuencia de pedaleo de 90 rpm. Se descartaron las dos primeras pedaladas y se utilizaron las 10 siguientes para el análisis.

Tratamiento de datos

En la prueba dinamométrica de extensores y flexores de tronco, se obtuvo el pico de torque encontrado en cada una de las series, acotando el análisis exclusivamente a la ventana de contracción isocinética, eliminando las fases de frenado y aceleración. A posteriori, se escogió el valor máximo de pico de torque encontrado entre las 3 repeticiones realizadas.

Para cuantificar el control del tronco en el test de estabilidad sedente, se calculó el error radial medio (ERM) del CoP directo hasta el objetivo y por separado en el eje ML y AP, mediante el error medio cuadrático (RMSE) (Chai & Draxler, 2014; Hancock et al., 1995). De los 70 s totales, únicamente se analizaron 60 s, eliminando los 10 s primeros para evitar los efectos de la no estacionariedad presente en la puesta en marcha de la prueba (van Dieën et al., 2010).

Para el test de UPF se extrajo la potencia media desarrollada durante todo el test y se multiplicó por 0.95 para calcular la potencia crítica (PC) (Allen et al., 2019). Esta PC se normalizó respecto a la masa, ya que este valor es importante como referencia en el rendimiento final en el ciclismo, llamado potencia/kilo (Fornasiero et al., 2018).

Respecto a la cinemática, se eligieron como variables representativas del *core* la posición media de flexión de la zona lumbar (flexión en signo positivo) y de inclinación AP del segmento tórax (inclinación posterior signo positivo). También se midió el rango de inclinación lateral a derecha e izquierda, tanto del segmento tórax como del segmento pelvis, durante las 10 pedaladas analizadas. No se pudieron tratar los datos de 10 participantes (5 de carretera, 4 de *mountain bike* y 1 de triatlón) ya que fue imposible la reconstrucción del

modelo cinemático, principalmente por pérdida de marcadores, lo que disminuyó el número de la muestra analizada en las variables cinemáticas de tronco.

Análisis estadístico

Se comprobó si las variables seguían una distribución normal mediante el test de Shapiro-Wilk. Se describió a la muestra mostrando su media y desviación estándar. Gran parte de las variables no seguían una distribución normal por lo que se decidió realizar una prueba estadística no paramétrica, la H de Kruskal-Wallis. También se calculó el tamaño del efecto mediante la g de Hedges, que reduce el sesgo por el bajo número de sujetos. Su intervalo de confianza al 95% (Nakagawa & Cuthill, 2007) se utilizó como prueba post hoc entre pares, determinando como significativamente diferente si el intervalo no cruza el cero. Se utilizó el criterio de categorización del tamaño del efecto de Hopkins et al. (2009): menos de 0.2 pequeño, 0.6 moderado, 1.20 grande, 2.0 muy grande y mayor de 4.0 extremadamente grande.

Para observar la relación entre las variables de rendimiento (PC y PC relativa) con las variables del tronco extraídas de cada test, se realizaron correlaciones bivariadas con el coeficiente de correlación de Spearman. Se fijó el nivel de significación α en 0.05, y se aplicó la corrección de Bonferroni para corregir el riesgo de cometer errores tipo I por las múltiples comparaciones. Se utilizó la siguiente categorización para clasificar el tamaño de la correlación: menos de 0.1 pequeña, 0.3 moderada, 0.5 grande, 0.7 muy grande y mayor de 0.9 extremadamente grande (Hopkins et al., 2009).

5.4. RESULTADOS

Los datos descriptivos de las distintas pruebas realizadas, así como sus comparaciones estadísticas entre grupos se presentan en la Tabla 5.2. En la Figura 5.3 se muestra el análisis post hoc de las comparativas por pares de grupos mediante el tamaño del

efecto con sus límites de confianza al 95%. En las comparaciones entre las diferentes disciplinas de ciclismo, encontramos diferencias significativas en el test de estabilidad sedente CC tanto en el ERM ($p=0.03$), como en el RMSE en el eje AP ($p=0.03$), que corresponde a un mejor rendimiento en el test en el grupo de *mountain bike*. También, existe una diferencia significativa en la inclinación anterior torácica ($p=0.01$) (mayor inclinación anterior en el grupo de carretera) y en el rango de inclinación lateral torácica ($p=0.04$) (mayor rango en el grupo de triatlón).

Tabla 5.2. Estadísticos descriptivos de las pruebas realizadas de fuerza de tronco, estabilidad sedente, test de Umbral de Potencia Funcional y la comparación entre grupos mediante la prueba no paramétrica H de Kruskal-Wallis.

	Todos (n=30)	Carretera (n=9)	<i>Mountain bike</i> (n=10)	Triatlón (n=11)	H	p
Rendimiento ciclista						
PC absoluta (W)	227.0 ± 53.3	255.0 ± 50.8	214.0 ± 53.1	207.2 ± 46.6	4.73	0.09
PC relativa (W/kg)	3.3 ± 0.7	3.4 ± 0.8	3.3 ± 0.4	3.1 ± 0.8	1.20	0.55
Dinamometría isocinética						
PT extensores (N·m)	225.8 ± 45.8	216.6 ± 48.1	239.3 ± 35.2	221.9 ± 54.4	1.56	0.46
PT flexores (N·m)	134.9 ± 30.2	144 ± 30	128.5 ± 24.3	130.9 ± 36.6	1.65	0.44
Asiento inestable						
CC ERM (mm)	8.5 ± 2.6	9.1 ± 2.6	7.2 ± 1.9	9.3 ± 3.1	7.97	0.03*
RMSE _{AP} (mm)	7.8 ± 2.4	7.9 ± 2.6	5.6 ± 1.4	7.7 ± 2.5	6.97	0.03*
RMSE _{ML} (mm)	6.7 ± 2.3	6.8 ± 2.3	5.9 ± 2.0	7.4 ± 2.5	4.01	0.13
AP ERM (mm)	8.8 ± 2.3	9.1 ± 1.9	7.7 ± 1.3	9.7 ± 3.1	3.46	0.18
RMSE _{AP} (mm)	8.9 ± 2.3	9.3 ± 2.1	7.7 ± 1.4	9.8 ± 2.8	3.46	0.18
ML ERM (mm)	9.2 ± 2.3	9.9 ± 1.3	8.5 ± 1.3	10.0 ± 3.5	3.46	0.18
RMSE _{ML} (mm)	9.1 ± 2.0	9.2 ± 1.6	8.3 ± 1.3	9.7 ± 2.8	1.87	0.39
Cinemática						
Flexión lumbar (°)	19.3 ± 5.4	21.9 ± 5.5	18.0 ± 6.4	19.1 ± 3.9	1.39	0.5
Inclinación AP torácica (°)	-80.5 ± 8.4	-91.5 ± 4.6	-75.8 ± 5.9	-78.7 ± 6.2	9.89	0.01*
Rango inclinación pélvica (°)	8.4 ± 2.2	7.6 ± 2.7	9.0 ± 2.1	8.0 ± 2.0	2.47	0.29
Rango inclinación torácica (°)	13.8 ± 6.1	11.2 ± 5.4	12.3 ± 2.7	17.6 ± 8.2	6.41	0.04*

CC: Circular; AP: Anteroposterior; ML: Mediolateral; PC: Potencia Crítica; PT: Pico de Torque; ERM: Error Radial Medio; RMSE: Raíz Media Cuadrática. *Diferencia significativa $p<0.05$.

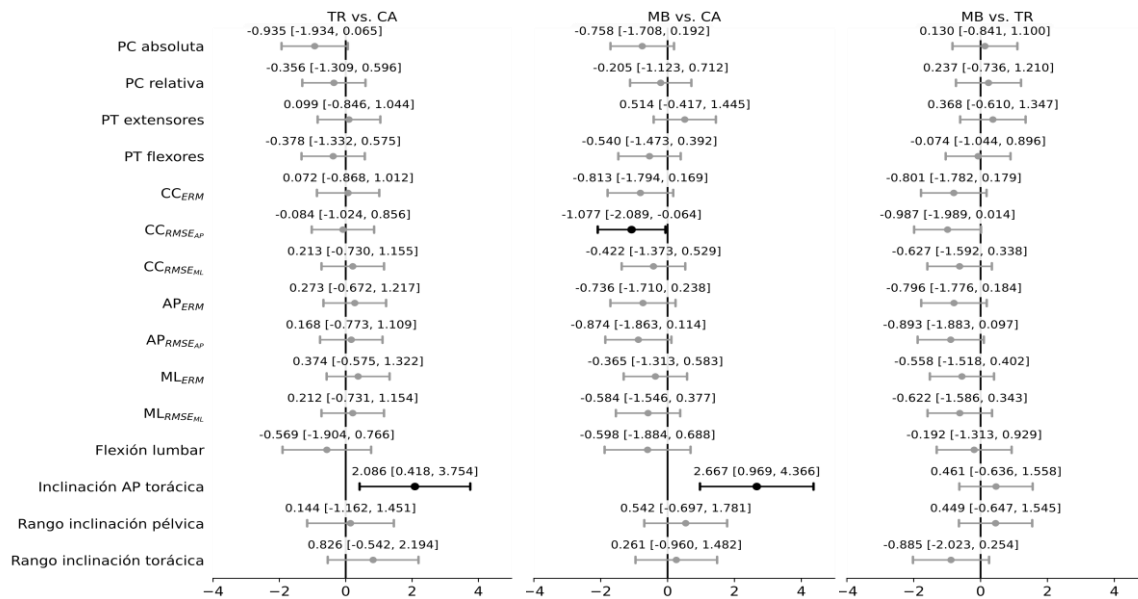


Figura 5.3. Diagrama de árboles donde se muestra el tamaño del efecto comparando entre las disciplinas ciclistas. CA: Carretera; TR: Triatlón; MB: *Mountain bike*; AP: Anteroposterior; ML: Mediolateral; CC: Circular; ERM: Error radial medio; RMSE: Error medio cuadrático; PC: Potencia Crítica; PT: Pico de Torque.

Respecto al análisis de las correlaciones bivariadas, no se halló ninguna correlación entre los valores de flexoextensión de tronco y los valores de la prueba UPF (ni en valores absolutos ni relativos) (Tabla 5.3). La correlación entre la PC y el pico de torque fue pequeña a nivel grupal y analizando por separado cada una de las disciplinas estudiadas.

En cuanto a la relación entre la PC y la cinemática, se han hallado correlaciones significativas entre la PC relativa y la inclinación anterior torácica ($r=-0.59$ $p=0.008$), relacionando una mayor flexión anterior torácica con una mayor producción de PC. Al analizar por disciplinas también se han hallado relaciones significativas entre la inclinación anterior torácica, y la PC relativa en *mountain bike* ($r=-0.94$, $p=0.005$). En la disciplina de carretera entre la PC absoluta y la flexión lumbar se encontró una correlación significativa ($r=1$, $p<0.001$), así como en triatlón se encontró una correlación significativa entre la PC absoluta y la flexión lumbar ($r=-0.83$, $p=0.005$) (Tabla 5.3). Sin embargo, estas últimas

correlaciones hay que tomarlas con cautela por el bajo número de participantes, especialmente en los grupos de carretera y *mountain bike*.

Tabla 5.3. Correlaciones bivariadas en la potencia crítica (absoluta y relativa) con el pico de torque de la musculatura del tronco (flexores y extensores) y con la cinemática de la región raquídea y pélvica.

	Todos (n=20)		Carretera (n=4)		<i>Mountain bike</i> (n=6)		Triatlón (n=10)	
Potencia Crítica	Absoluta	Relativa	Absoluta	Relativa	Absoluta	Relativa	Absoluta	Relativa
Pico de Torque								
Extensión	.06	-.02	-.13	-.10	.50	.25	.43	.28
Flexión	-.03	-.03	.12	-.18	-.24	-.30	.02	-.55
Cinemática								
Rango Inclinación Pélvica	-.15	-.07	-.80	.00	-.09	-.31	.01	.09
Rango Inclinación Torácica	-.28	-.17	0	-.20	-.48	.37	-.20	.12
Flexión Lumbar	-.21	-.10	1*	.40	-.14	-.26	-.83*	-.28
Inclinación AP Torácica	-.39	-.59*	-.20	.80	-.60	-.94*	.73	-.27

*Relación significativa $p < 0.008$.

En la Tabla 5.4 se muestra la correlación existente entre las variables cinemáticas y las de fuerza y de estabilidad sedente, a nivel general sin diferenciar entre las tres disciplinas. No se han hallado relaciones significativas entre estas variables cinemáticas y la fuerza, ni entre las variables cinemáticas y la estabilidad sedente. Por otro lado, en la Tabla 5.5 se muestra la correlación entre la PC (absoluta y relativa) y el ERM y el RMSE (en dirección AP y ML), en todas las disciplinas y en cada una de ellas por separado. No se han encontrado relaciones significativas entre la estabilidad sedente y la PC.

Tabla 5.4. Correlaciones bivariadas en la cinemática de la región raquídea y pélvica con la prueba de estabilidad sedente y con el pico de torque de la musculatura del tronco (flexores y extensores).

Cinemática	Estabilidad Sedente (n=20)			Pico de Torque (n=20)	
	AP _{ERM}	ML _{ERM}	CC _{ERM}	Flexores	Exensores
Rango Inclinación Pélvica	-.48	-.11	-.38	.26	-.31
Rango Inclinación Torácica	-.65	-.33	-.66	-.08	-.34
Flexión Lumbar	-.05	-.28	-.13	.18	-.48
Inclinación AP Torácica	-.13	.08	-.27	.03	-.08

*Relación significativa $p < 0.01$.

Tabla 5.5. Correlaciones bivariadas entre la prueba de estabilidad sedente y la potencia crítica (absoluta y relativa).

	Todos (n=30)			Carretera (n=9)			<i>Mountain bike</i> (n=10)			Triatlón (n=11)		
	AP	ML	CC	AP	ML	CC	AP	ML	CC	AP	ML	CC
RMSE ML												
PC _{Abs}	.10	.35	.18	.25	-.20	-.07	-.32	.30	-.27	.45	.54	.51
PC _{Rel}	-.15	.08	-.13	-.07	-.33	-.45	-.32	.12	-.25	.26	.27	.33
RMSE AP												
PC _{Abs}	.10	.17	.26	-.13	.20	.15	-.20	.22	-.27	.41	.50	.41
PC _{Rel}	-.23	.13	-.05	-.48	.08	-.03	-.13	.22	-.27	-.07	.51	.16
ERM												
PC _{Abs}	.13	.35	.32	-.03	-.17	.02	-.17	.25	-.17	.44	.71	.43
PC _{Rel}	-.20	.13	-.03	-.40	-.28	-.27	-.15	.12	-.17	-.03	.45	-.05

PC_{Abs}: Potencia Crítica absoluta; PC_{Rel}: Potencia Crítica relativa; AP: Anteroposterior; CC: Circular; ML: Mediolateral; RMSE: Error Medio Cuadrático; ERM: Error Radial Medio.

*Relación significativa $p < 0.008$

5.5. DISCUSIÓN

El primer objetivo de este trabajo fue describir a la población ciclista y a tres de sus disciplinas mediante test de tronco (fuerza y estabilidad) y la cinemática del tronco durante el pedaleo. Al comparar entre grupos se observaron diferencias entre ellos, con un

mejor rendimiento en el test de estabilidad sedente circular para los participantes de *mountain bike* respecto a los otros dos grupos. También se observaron diferencias en el movimiento del tórax, con un menor rango de inclinación lateral y mayor inclinación anterior para el grupo de carretera.

El segundo objetivo de este estudio fue analizar la relación entre la estabilidad de tronco, la fuerza de extensores y flexores de tronco, el movimiento de las estructuras raquídeas durante el pedaleo y la producción de potencia en un test de UPF de 20 min. En este caso, no se encontraron correlaciones significativas entre las variables de fuerza y la PC, lo que está en consonancia con estudios previos (Meuwissen, 2016; Park & Seo, 2020), ni entre la estabilidad sedente y la PC. Al comparar entre cada uno de los grupos se observa cómo la disciplina de carretera tiene una mayor inclinación anterior torácica respecto a las otras dos, con un tamaño del efecto muy grande, confirmando que la cinemática del tronco puede ser diferente según la disciplina ciclista (Muyor & Zabala, 2015).

Por otra parte, en el análisis de correlaciones entre las variables analíticas de tronco (fuerza y estabilidad), y la cinemática durante el pedaleo, no se encontraron relaciones significativas. Sin embargo, sí que se halló una correlación significativa entre la PC relativa y la inclinación anterior torácica ($r=-0.59$), que indica que aquellos ciclistas con mayor rendimiento relativo al peso en el test de UPF mantenían una mayor inclinación anterior. En cada una de las disciplinas también se encontraron relaciones entre la PC y la cinemática. Por una parte, el grupo de carretera mostró una correlación significativa entre la flexión lumbar y la PC absoluta ($r=1$), al igual que el de triatlón ($r=-0.83$). Por otro lado, el grupo de *mountain bike* también muestra una correlación entre la inclinación anterior torácica y la PC relativa ($r=-0.94$). Todas estas relaciones indican que aquellos ciclistas de mayor rendimiento tienden a producir unas adaptaciones a nivel raquídeo (lumbar y torácico) y

pélvico que les permita adaptarse a las demandas de entrenamiento y competición para optimizar el rendimiento (Muyor et al., 2011). En cualquier caso, estos resultados intragrupo hay que tomarlos con cautela debido al bajo número de participantes con datos cinemáticos, especialmente en los grupos de carretera y *mountain bike*.

Por otro lado, en las variables representativas de la fuerza del tronco no se revelaron diferencias significativas entre ninguno de los tres grupos estudiados. Tampoco se han hallado correlaciones significativas entre los valores de PT, tanto en extensores como en flexores, y la PC. Meuwissen (2016) encontró una correlación moderada y positiva ($r=0.441$), pero no significativa, entre la potencia media en un test de Wingate y la potencia de flexores de tronco en el test FAPT, mientras que la correlación fue moderada, negativa y no significativa ($r=-0.505$) entre un test de 3.2 km en ciclismo y el test FAPT. Por su parte, la correlación entre la resistencia de tronco mediante el ACSM *crunch* test y el test Wingate fue pequeña ($r=-0.209$) y trivial con el test de 3.2 km ($r=0.073$). Así mismo, Park y Seo (2020) tampoco encontraron relación entre aquellos que producían más potencia en un test de Wingate y la fuerza en flexores y extensores de tronco. Por el contrario, Park et al. (2019) sí encontraron una relación entre el rendimiento ciclista, valorado con el test de Wingate, y la fuerza en extensores y flexores de tronco.

Por tanto, parece que la musculatura del tronco tiene poca aportación en la producción de potencia en ciclismo y que este papel lo tiene la musculatura del tren inferior, sobre todo la musculatura de las articulaciones de cadera y rodilla (Martin & Brown, 2009; Rannama et al., 2013). El papel de la musculatura del tronco probablemente sea el de estabilizar tanto el tronco como el tren inferior, más que el de producir potencia sobre los pedales (Abt et al., 2007). La duración del test específico de ciclismo puede ser un factor a tener en cuenta cuando se relacionan variables de fuerza máxima o potencia con el

rendimiento ciclista. Por ejemplo, Meuwissen (2016) observó cómo tras fatigar la musculatura del tronco mediante una sesión focalizada en esta musculatura, los ciclistas reducían la potencia ejercida en un test de 30 s maximales, sin embargo, no disminuía en un test de 3.2 km. Abt et al. (2007) tampoco hallaron diferencias de potencia en un test incremental, tras fatigar la musculatura del tronco. Por ello, se podría hipotetizar que la fuerza del tronco tiene mayor influencia en test de corta duración, siendo necesarios otro tipo de test más específicos de resistencia del tronco para conocer el comportamiento en disciplinas ciclistas de larga duración (Meuwissen, 2016; Wiseman, 2013).

En cuanto a las variables de estabilidad de tronco, se observan diferencias entre los diferentes grupos. En la prueba circular del asiento inestable, los ciclistas de *mountain bike* mostraron unos mejores resultados que el resto de las disciplinas estudiadas, concretamente con valores menores de ERM y RMSE en el eje AP. Esto puede deberse a las características propias de la disciplina, que implica un mayor número de perturbaciones impredecibles debidas a las irregularidades del terreno producidas durante la práctica del *mountain bike* (Macdermid et al., 2015), lo que hace que las estructuras del tren superior y tronco estén mejor adaptadas para la estabilización en situaciones de inestabilidad. En otros estudios también coinciden en que el test circular parece ser el más discriminante según el nivel de rendimiento deportivo (Juan-Recio et al., 2013). Sin embargo, al estudiar por separado los ejes, a través del RMSE, en el test circular, la diferencia significativa se encuentra en el eje AP ($p=0.03$) aunque no en el eje ML ($p=0.13$).

En cuanto a las correlaciones de la estabilidad de tronco, no se encontró ninguna correlación significativa con la producción de potencia en ciclismo. Se podía esperar una correlación entre ambas variables, ya que un tronco más estable debería transferir la energía de manera más eficiente (Asplund & Ross, 2010), sin embargo no ha sido así en este estudio,

quizá porque el *core* no tenga tanta importancia en un test que se realiza sentado sobre el sillín, a pesar de que pedalear de pie y a una intensidad maximal se ha demostrado que aumenta la activación de la musculatura estabilizadora del tronco en el ciclismo (Juker et al., 1998).

Nualpech et al. (2019). observaron que una mejora en la estabilidad del tronco, tras una intervención de fuerza máxima al 75% del RM focalizada en el tronco, producía una mejora en la producción de potencia. Rannama et al. (2017) observaron cómo el test *Functional Movement Screen* (FMS), que describe en gran parte la estabilidad del *core* y movimientos fundamentales del control del cuerpo, tenía una buena relación con la oscilación producida en la bicicleta. Así mismo, Abt et al. (2007) observaron cómo un aumento en la fatiga de la musculatura del tronco podía aumentar la inestabilidad, con consecuencia de desalineaciones en el tren inferior, lo cual podría llevar a una reducción en la eficiencia del pedaleo. Quizá en el ciclismo sea menos importante el papel estabilizador del tronco que en otras disciplinas deportivas, ya que en ciclismo se cuenta con tres puntos de apoyo (manillar, sillín y pedales) y las perturbaciones recibidas pueden ser absorbidas por otras estructuras. Por ello, es necesario crear test específicos para valorar el rendimiento y su influencia en la disciplina deportiva (Barbado et al., 2016).

Entre las limitaciones con las que cuenta este estudio se encuentra la heterogeneidad de la muestra, ya que, aunque ha mostrado una normalidad estadística en cuanto a la PC, los ciclistas tenían niveles de rendimiento diferente y pertenecían a diferentes disciplinas (montaña, carretera y triatlón). Además, dentro de la misma disciplina de carretera existen muchos tipos de corredor (escalador, contrarrelojista, esprintero), lo cual podría influir en los resultados. El propio hecho de subdividir a la muestra en disciplinas para compararlas ha hecho que en algunos casos la muestra sea muy escasa, especialmente en las variables

relacionadas con la cinemática debido a problemas metodológicos de las mediciones. Así mismo, no se llevaron a cabo sesiones de familiarización con los protocolos lo que también podría incidir en los resultados (Brotons-Gil et al., 2013). Por último, los test de laboratorio utilizados son poco funcionales para que un entrenador evalúe en el día a día a sus ciclistas y deberían ser más específicos de la disciplina que se está evaluando (Barbado et al., 2016; Nikolenko et al., 2011).

5.6. CONCLUSIONES

Los ciclistas de *mountain bike* presentan mejores niveles de estabilidad sedente que el del resto de disciplinas, al igual que los de carretera una mayor flexión anterior torácica y los triatletas un mayor rango de inclinación lateral torácica. Por otro lado, no se ha podido establecer una relación directa entre la fuerza de tronco y la estabilidad sedente con la capacidad de producir potencia en un test de UPF en ciclistas amateurs, aunque sí una mayor inclinación anterior torácica en aquellos de mayor producción de potencia. Por tanto, es necesario un mayor número de estudios que aporten más información sobre las variables o pruebas relacionadas con el *core* que pueden afectar a la producción de potencia en ciclismo, para así establecer programas de entrenamiento de *core* más eficaces.



CAPÍTULO 6

EPÍLOGO



6.1. Conclusiones

Los principales hallazgos obtenidos en esta tesis doctoral pueden ayudar a los profesionales que realizan *bike-fittings* a mejorar la metodología de sus registros, ya que se ha validado un nuevo modelo pélvico más aplicable al ciclismo (MPC). Así mismo, se ha comprobado cómo la fatiga y la intensidad pueden afectar al movimiento, por lo que es necesario aumentar la ecología de la medida, es decir, realizar los registros y análisis en condiciones específicas.

Los preparadores físicos también pueden obtener información relevante para optimizar sus entrenamientos focalizados en el tronco, complementarios al entrenamiento en bicicleta, puesto que el entrenamiento de esta zona está en auge entre la población ciclista. En general, esta tesis proporciona información útil, novedosa y con rigor científico para facilitar el proceso de toma de decisiones a la hora de elegir las mejores estrategias para la prevención de lesiones y optimización del rendimiento en el ciclismo.

A continuación, se resumen las principales contribuciones de esta tesis a partir de cada uno de los objetivos e hipótesis planteadas:

Estudio 1:

Objetivo 1: Comprobar la validez de la medición del ángulo de la rodilla y la posición del centro articular de cadera durante el pedaleo en ciclistas, a través de un modelo pélvico alternativo al modelo estándar, que prescinde de los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores. La hipótesis que se planteaba era: a partir del estudio realizado en la carrera por McClelland et al. (2010), un modelo pélvico con un marcador adicional en el

lateral de la pelvis será válido y adecuado para hallar el centro articular de cadera en el ciclismo.

Conclusión: el modelo ciclista pélvico se ha mostrado como un modelo válido y con mayor aplicabilidad al ciclismo para hallar el centro articular de la cadera que el modelo pélvico estándar, aceptando así la hipótesis planteada.

Objetivo 2: Comprobar la validez de la medición del ángulo de la rodilla y la posición del centro articular de cadera durante el pedaleo en ciclistas, a través de un modelo con marcadores colocados directamente en el trocánter mayor del fémur y limitado al plano sagital. La hipótesis que se planteaba era: según Neptune y Hull (1995), el modelo trocantéreo provocará mayor error respecto al modelo estándar para hallar el centro articular de cadera en el ciclismo, por lo que su validez será reducida.

Conclusión: el modelo trocantéreo no se puede asumir como un modelo válido para hallar el centro articular de la cadera en ciclismo, debido a su gran error, aceptando así la hipótesis planteada.

Estudio 2:

Objetivo 3: Analizar las variaciones cinemáticas en la columna vertebral y las extremidades inferiores debidas a la fatiga durante una prueba máxima de intensidad mantenida en ciclismo mediante un análisis continuo en 3D. La hipótesis que se planteaba era: al igual que en estudios previos que relacionan cinemática y fatiga en el pedaleo (Pouliquen et al., 2018; Sayers & Tweddle, 2012; Sayers et al., 2012) se encontrarán diferencias en el movimiento de inclinación lateral del tórax y pelvis con la aparición de la fatiga, así como variaciones en la flexoextensión del tobillo o mayor aducción de cadera.

Conclusión 1: un test de intensidad mantenida produce cambios significativos en la cinemática de las estructuras raquídeas, como una mayor inclinación lateral torácica y pélvica o una mayor flexión lumbar e inclinación anterior torácica, y en el tren inferior, como un cambio en la flexoextensión de tobillo y una mayor aducción en la cadera, debido a la fatiga producida. Por lo tanto, se acepta la hipótesis planteada.

Conclusión 2: un análisis cinemático tridimensional es más preciso que un bidimensional, ya que se pueden detectar cambios en todos los planos del movimiento que aumentan el riesgo lesional de sufrir lesiones crónicas prevalentes en ciclismo.

Conclusión 3: el análisis continuo durante todo el ciclo de pedaleo aporta información relevante que no se puede obtener mediante el tradicional análisis de puntos discretos de la pedalada.

Estudio 3:

Objetivo 4: Describir los niveles de fuerza, estabilidad, cinemática del tronco y la producción de potencia en un test de UPF, en tres disciplinas ciclistas y analizar las diferencias entre ellas. La hipótesis que se planteaba era: se esperan diferencias en la estabilidad, fuerza y variables cinemáticas relativas al tronco entre las diferentes disciplinas ciclistas estudiadas (Chidley et al., 2015; Muyor & Zabala, 2015; Zatoń & Dąbrowski, 2013), concretamente una mayor estabilidad sedente en los de *mountain bike*, una mayor inclinación anterior torácica, una mayor flexión lumbar y una mayor potencia crítica en los de carretera.

Conclusión 4: Los ciclistas de *mountain bike* logran mejor rendimiento en el test de estabilidad sedente, mientras que los ciclistas de carretera muestran una mayor

inclinación anterior torácica y los triatletas tienen una mayor inclinación lateral torácica cumpliendo en parte la hipótesis planteada.

Objetivo 5: Establecer relaciones entre la fuerza de extensores y flexores de tronco, la estabilidad de tronco, la cinemática de las estructuras raquídeas y la producción de potencia en un test de UPF durante el pedaleo en ciclistas. La hipótesis que se planteaba era: se espera encontrar una relación entre las variables de tronco (fuerza máxima de tronco, estabilidad de tronco y la cinemática) y la potencia crítica en un test de UPF de 20 min (Meuwissen, 2016; Park et al., 2019).

Conclusión 5: no se ha encontrado ninguna correlación entre la estabilidad sedente ni la entre la fuerza de tronco y la potencia producida en un test de umbral de potencia funcional. Sin embargo, entre los aspectos cinemáticos y la potencia crítica, se ha encontrado una relación entre la inclinación anterior torácica y la potencia crítica relativa producida en un test de UPF. Se han encontrado también correlaciones significativas en cada una de las disciplinas, mostrando relación entre una mayor flexión lumbar y una mayor potencia crítica en ciclistas de carretera, una mayor inclinación anterior torácica y una mayor potencia crítica relativa en los de *mountain bike* y una menor flexión lumbar y una mayor potencia crítica en la disciplina de triatlón. Por tanto, se acepta en parte la hipótesis planteada.

Una segunda hipótesis dentro de este mismo objetivo fue: se espera hallar relaciones entre las variables de rendimiento analíticas de tronco, como la fuerza y la estabilidad, y las variables cinemáticas de tronco (Abt et al., 2007).

Conclusión 6: No se ha hallado ninguna correlación significativa entre la estabilidad sedente y la fuerza de tronco, y las variables cinemáticas del *core*, por lo que se rechaza la hipótesis planteada.

6.2 Limitaciones de la tesis y futuras líneas de investigación

A pesar de intentar resolver algunas de las limitaciones existentes entre la literatura sobre ciclismo, cinemática y *core*, esta tesis también presenta algunas limitaciones. Las limitaciones de esta tesis doctoral han sido las siguientes:

Estudio 1

1. Un mayor nivel de masa grasa abdominal localizada en el lateral de la pelvis puede alterar los resultados al reconstruir el marcador de la espina iliaca anterosuperior, ya que aumentarán las oscilaciones del marcador lateral pélvico.

Estudio 2

2. Heterogeneidad de la muestra. Aunque eran ciclistas amateurs, reportaron diferencias en el volumen de entrenamiento semanal y su experiencia, variables que podrían influir en los cambios cinemáticos.
3. Ausencia de un registro externo de variables fisiológicas asociadas a la fatiga como la frecuencia cardíaca o el lactato en sangre, ya que con el RPE puede ser insuficiente en personas no familiarizadas con la escala.
4. Imposibilidad de generalizar los resultados a otras disciplinas ciclistas y diferentes niveles.

Estudio 3

5. Heterogeneidad de la muestra. A pesar de mostrar una normalidad estadística en cuanto a la potencia crítica, los ciclistas tenían diferentes niveles de rendimiento y pertenecían a diferentes disciplinas (montaña, carretera y triatlón). Además, dentro de la misma disciplina de carretera existen muchos tipos de corredor (escalador, contrarrelojista, esprinter), lo cual podría influir en los resultados.

6. El propio hecho de subdividir a la muestra en disciplinas para compararlas ha hecho que en algunos casos la muestra sea muy escasa, especialmente en las variables relacionadas con la cinemática.
7. Ausencia de suficientes sesiones de familiarización con los protocolos lo que podría incidir en los resultados por el efecto aprendizaje.
8. Los test de laboratorio utilizados son poco funcionales para que un entrenador evalúe en el día a día a sus ciclistas y deberían ser más específicos de la disciplina que se está evaluando.

En respuesta a estas limitaciones, las futuras líneas de investigación que esta tesis propone son:

1. Desarrollar una intervención focalizada en trabajo de tronco en ciclistas, mediante un nuevo método de control de la carga como es el de la acelerometría. Dentro de este futuro estudio se realizarían trabajos de suelo y trabajos más funcionales para esta disciplina, para a posteriori valorar cómo variables relacionadas con el tronco, como la fuerza, resistencia o la estabilidad, pueden verse mejoradas tras la intervención y también cómo pueden estar relacionadas con la producción de potencia en ciclismo.
2. Observar cómo un trabajo focalizado de tronco durante un periodo de tiempo puede influir en el control del movimiento de las estructuras estabilizadoras y propulsoras del pedaleo en un test maximal de intensidad constante.
3. Aumentar el número de participantes relativos al tercer estudio en cada una de las disciplinas y analizar a una población con un nivel de rendimiento más homogéneo, ya que sobre todo en las correlaciones en las que se incluía la cinemática la muestra ha sido muy pequeña en el análisis por disciplinas.

4. Realizar estos estudios en jóvenes, mujeres y profesionales en los estudios, ya que la cinemática puede verse afectada tanto por diferencias estructurales, debido al género o la edad, o a diferencias técnicas, debido a la experiencia. Por ello, realizar estos estudios en mujeres y en profesionales, pueden darnos una información específica de cómo se comporta la cinemática en estos grupos donde hay un menor número de estudios realizados.



CAPÍTULO 7

REFERENCIAS



REFERENCIAS

- Aasvold, L., Ettema, G., & Skovereng, K. (2019). Joint specific power production in cycling: The effect of cadence and intensity. *PLoS ONE*, *14*(2), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212781>
- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(4), 1300–1304. <https://doi.org/10.1519/R-21846.1>
- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*, 86–92.
- Allen, H., Coogan, A., & McGregor, S. (2019). *Training and Racing with a Power Meter* (Third). Velopress.
- Asano, T., Akagi, M., & 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 of Arthroplasty*, *20*(8), 1060–1067. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.08.005>
- Asplund, C., & Ross, M. (2010). Core stability and bicycling. *Current Sports Medicine Reports*, *9*(3), 155–160. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de0f91>
- Asplund, C., & St. Pierre, P. (2004). Knee Pain and Bicycling. *Physician and Sportsmedicine*, *32*(4), 23–30. <https://doi.org/10.3810/psm.2004.04.201>
- Ayachi, F. S., Dorey, J., & Guastavino, C. (2015). Identifying factors of bicycle comfort: An online survey with enthusiast cyclists. *Applied Ergonomics*, *46*(Part A), 124–136. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.07.010>

- Bailey, M. P., Maillardet, F. J., & Messenger, N. (2003). Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences*, 21(8), 649–657. <https://doi.org/10.1080/0264041031000102015>
- Baino, F. (2011). Evaluation of the relationship between the body positioning and the postural comfort of non-professional cyclists: a new approach. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 51(1), 59–65.
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., van Dieën, J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, 49, 90–96.
- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-Garcia, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE*, 13(12), 1–13. <https://doi.org/https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., Van Dieën, J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS ONE*, 11(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156267>
- Bell, A. L., Brand, R. A., & Pedersen, D. R. (1989). Prediction of Hip Joint Centre Location From External Landmarks. *Human Movement Science*, 8, 3–16.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617–621. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Bennett, H. J., Shen, G., Weinhandl, J. T., & Zhang, S. (2016). Validation of the greater trochanter method with radiographic measurements of frontal plane hip joint centers and knee mechanical axis angles and two other hip joint center methods. *Journal of*

Biomechanics, 49(13), 3047–3051. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.06.013>

- Bertucci, W. M., Arfaoui, A., & Polidori, G. (2012). Analysis of the Pedaling Biomechanics of Master's Cyclists: A Preliminary Study. *Journal of Science and Cycling*, 1(2), 42–46.
- Bini, R. (2021). Influence of saddle height in 3D knee loads commuter cyclists: A statistical parametric mapping analysis. *Journal of Sports Sciences*, 39(3), 275–288. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1816289>
- Bini, R., & Carpes, F. (2014). Biomechanics of Cycling. In *Springer*.
- Bini, R., & Flores-Bini, A. (2018). Potential factors associated with knee pain in cyclists: a systematic review. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 9, 99–106. <https://doi.org/10.2147/oajsm.s136653>
- Bini, R., Hume, P. A., & Croft, J. L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*, 41(6), 463–476.
- Bini, R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M. C., Carpes, F. P., & Mota, C. B. (2016). Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European Journal of Sport Science*, 16(5), 553–559. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1135984>
- Bini, R. (2016). The need for a link between bike fitting and injury risk. *Journal of Science and Cycling*, 5(1), 1–2.
- Bini, R., & Diefenthaler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics*, 9(4), 223–235.
- Bini, R., Diefenthaler, F., & Carpes, F. P. (2011). Lower limb muscle activation during a 40km cycling time trial: Co-activation and pedalling technique. *International Sports Medicine Journal*, 12(1), 7–16.

- Bini, R., Diefenthaler, F., & Mota, C. B. (2010). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(1), 102–107. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.003>
- Bini, R., & Hume, P. (2016). A Comparison of Static and Dynamic Measures of Lower Limb Joint Angles in Cycling: Application to Bicycle Fitting. *Human Movement*, *17*(1), 36–42. <https://doi.org/10.1515/humo-2016-0005>
- Bini, R., Hume, P., Lanferdini, F. J., & Vaz, M. A. (2013). Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Physical Therapy in Sport*, *14*(1), 23–27. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.02.003>
- Bishop, D. (2003). Warm up II: Performance changes following active warm up and how to structure the warm up. *Sports Medicine*, *33*(7), 483–498.
- Black, A. H., Sanderson, D. J., & Hennig, E. M. (1994). Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. *Journal of Biomechanics*, *27*(6), 656.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Measuring Health and Disease Assessing Agreement Between Methods Of Clinical Measure ment. *Lancet*, *1*, 307–310.
- Brotons-Gil, E., García-Vaquero, M. P., Peco-González, N., & Vera-Garcia, F. J. (2013). Flexion-rotation trunk test to assess abdominal muscle endurance:reliability, learning effect, and sex differences. *The Journal Of Strength and Conditioning Research*, *27*(6), 1602–1608.
- Bruno, P., & Barden, J. (2015). Comparison of two alternative technical marker sets for measuring 3D pelvic motion during gait. *Journal of Biomechanics*, *48*(14), 3876–3882. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.031>
- Buckeridge, E. M., Bull, A. M. J., & Mcgregor, A. H. (2015). Biomechanical determinants

- of elite rowing technique and performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(2), e176–e183. <https://doi.org/10.1111/sms.12264>
- Burnett, A. F., Cornelius, M. W., Dankaerts, W., & O’Sullivan, P. B. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: A comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects - A pilot investigation. *Manual Therapy*, 9(4), 211–219. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.06.002>
- Callaghan, M. J. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9(3), 226–236. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.01.007>
- Camomilla, V., Bonci, T., & Cappozzo, A. (2017). Soft tissue displacement over pelvic anatomical landmarks during 3-D hip movements. *Journal of Biomechanics*, 62, 14–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.013>
- Cappozzo, A. (1991). Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*, 10(5), 589–602. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90047-2](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90047-2)
- Carpes, F. P., Rossato, M., Faria, I. E., & Mota, C. B. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(1), 51–57.
- Carpes, Felipe P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11, 4, 136–142.
- Castronovo, A. M., Conforto, S., Schmid, M., Bibbo, D., & D’Alessio, T. (2013). How to assess performance in cycling: The multivariate nature of influencing factors and related indicators. *Frontiers in Physiology*, 4, 116. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00116>

- Chai, T., & Draxler, R. R. (2014). Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)?—Arguments against avoiding RMSE in the literature. *Geoscientific Model Development*, 7(3), 1247–1250.
- Chidley, J. B., MacGregor, A. L., Martin, C., Arthur, C. A., & Macdonald, J. H. (2015). Characteristics explaining performance in downhill mountain biking. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(2), 183–190. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0135>
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C., & Beynon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 356, 111–118. <https://doi.org/10.1097/00003086-199811000-00016>
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010). Overuse Injuries in Professional Road Cyclists. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(12), 2494–2500. <https://doi.org/10.1177/0363546510376816>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (L. E. A. I. Publishers (ed.)).
- Coves García, Á. (2018). *Efecto de la aplicación de diferentes magnitudes de carga de variabilidad en el aprendizaje de la estabilidad del tronco*. [Tesis Doctoral, Universidad Miguel Hernández].
- Davis, K. G., & Marras, W. S. (2000). The effects of motion on trunk biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 703–717. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00035-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00035-8)
- Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., & Carmeliet, J. (2010). Aerodynamic study of different cyclist positions: CFD analysis and full-scale wind-tunnel tests. *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1262–1268.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.025>

del Blanco, P. A., & López, J. G. (2016). Análisis cinemático del pedaleo ciclista mediante sistemas de captura del movimiento en 2D y 3D. *Actas Del XXXIX Congreso de La Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales: SIBB 2016*, 52.

Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture*, 21(2), 226–237. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.003>

Dettori, N. J., & Norvell, D. C. (2006). Non-traumatic bicycle injuries: A review of the literature. *Sports Medicine*, 36(1), 7–18. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636010-00002>

Dingwell, J. B., Joubert, J. E., Diefenthaler, F., & Trinity, J. D. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(11), 2666–2674. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2001130>

Dinu, M., Pagliai, G., Macchi, C., & Sofi, F. (2019). Active commuting and multiple health outcomes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 49(3), 437–452.

Edeline, O., Polin, D., Tourny, C., & Webr, J. (2004). Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. *Journal of Human Movement Studies*, 46(6), 493–517.

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798–2809. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>

Engelbrecht, L., & Terblanche, E. (2018). Physiological performance predictors in mountain

- bike multi-stage races. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(7–8), 951–956. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07139-0>
- Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005). Factors Affecting Performance – Part 2. *Sports Medicine*, 35(4), 313–337.
- Federolf, P. A. (2013). A novel approach to solve the “missing marker problem” in marker-based motion analysis that exploits the segment coordination patterns in multi-limb motion data. *PLoS One*, 8(10), e78689.
- Ferrer-Roca, V., Bescós, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., & García-López, J. (2014). Acute Effects of Small Changes in Bicycle Saddle Height on Gross Efficiency and Lower Limb Kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 784–791. <https://doi.org/doi:10.1519/JSC.0b013e3182a1f1a9>
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012a). Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025–3029. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318245c09d>
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012b). Static versus dynamic evaluation in bike fitting: influence of saddle height on lower limb kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025–3029.
- Fife, A. N., Buddhadev, H. H., Suprak, D. N., Paxson, S. B., & San Juan, J. G. (2020). Effect of Q-factor manipulation via pedal spacers on lower limb frontal plane kinematics during cycling. *Journal of Science and Cycling*, 9(1), 33–43. <https://doi.org/https://doi.org/10.28985/0620.jsc.05>
- Figueiredo, P., Marques, E. A., & Lepers, R. (2016). Changes in contributions of swimming, cycling, and running performances on overall triathlon performance over a 26-year

- period. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(9), 2406–2415.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001335>
- Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. (2014). Optimal cycling time trial position models: Aerodynamics versus power output and metabolic energy. *Journal of Biomechanics*, 47(8), 1894–1898.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.029>
- Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. (2016). Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(5), 528–534.
<https://doi.org/10.1111/sms.12479>
- Fiorentino, N. M., Atkins, P. R., Kutschke, M. J., Foreman, K. B., & Anderson, A. E. (2016). In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. *Gait and Posture*, 50, 246–251. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.011>
- Fonda, B., Sarabon, N., & Li, F. X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *Journal of Sports Sciences*, 32(10), 940–946.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2013.868919>
- Fornasiero, A., Savoldelli, A., Modena, R., Boccia, G., Pellegrini, B., & Schena, F. (2018). Physiological and anthropometric characteristics of top-level youth cross-country cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 36(8), 901–906.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1346271>
- Fukuchi, R. K., Fukuchi, C. A., & Duarte, M. (2017). A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. *PeerJ*, 5, 3298. <https://doi.org/10.7717/peerj.3298>
- Galindo-Martínez, A., López-Valenciano, A., Albaladejo-García, C., Vallés-González, J.

- M., & Elvira, J. L. L. (2021). Changes in the trunk and lower extremity kinematics due to fatigue can predispose to chronic injuries in cycling. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(7). <https://doi.org/10.3390/ijerph18073719>
- Gamage, S. S. H. U., & Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87–93. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00160-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00160-9)
- García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodríguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), 1619–1626. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1127987>
- García-Vaquero, M. P., Barbado, D., Juan-Recio, C., López-Valenciano, A., & Vera-García, F. J. (2020). Isokinetic trunk flexion–extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *Journal of Sport and Health Science*, 9(6), 692–701. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.011>
- Gatti, A. A., Keir, P. J., Noseworthy, M. D., Beauchamp, M. K., & Maly, M. R. (2021). Hip and ankle kinematics are the most important predictors of knee joint loading during bicycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(1), 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.07.001>
- Grabiner, M. D., & Jeziorowski, J. J. (1991). Isokinetic trunk extension and flexion strength–endurance relationships. *Clinical Biomechanics*, 6(2), 118–122. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(91\)90009-F](https://doi.org/10.1016/0268-0033(91)90009-F)
- Gregersen, C. S., & Hull, M. L. (2003). Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot

and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 803–813.
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00014-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00014-9)

Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. (2014). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 986–993.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>

Hamill, J., Selbie, W. S., & Kepple, T. M. (2014). Three-dimensional kinematics. In G. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Eds.), *Research methods in biomechanics* (2nd ed., pp. 35–60). Human Kinetics.

Hamley, E. J., & Thomas, V. (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *The Journal of Physiology*, 191(2), 55-56.

Hancock, G. R., Butler, M. S., & Fischman, M. G. (1995). On the problem of two-dimensional error scores: Measures and analyses of accuracy, bias, and consistency. *Journal of Motor Behavior*, 27(3), 241–250.

Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., & 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(3), 595–602.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>

Hoffman, J. T., McNally, M. P., Wordeman, S. C., & Hewett, T. E. (2015). Validation of a method to accurately correct anterior superior iliac spine marker occlusion. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 1224–1228. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.035>

Holliday, W., Fisher, J., Theo, R., & Swart, J. (2017). Static versus dynamic kinematics in cyclists: A comparison of goniometer, inclinometer and 3D motion capture. *European Journal of Sport Science*, 17(9), 1129–1142.

<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1351580>

Holliday, W., Theo, R., Fisher, J., & Swart, J. (2019). Cycling: joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports Biomechanics*, 2, 1–15.

<https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1640279>

Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3.

Instituto Nacional de Estadística. (2018). Cultura y ocio. *Anuario Estadístico de España 2017*, 113–146.

Javaloyes, A., Sarabia, J. M., Lamberts, R. P., Plews, D., & Moya-Ramon, M. (2020).

Training Prescription Guided by Heart Rate Variability Vs. Block Periodization in Well-Trained Cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(6), 1511–1518. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003337>

Jones, P. A., Herrington, L. C., & Graham-Smith, P. (2015). Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Human Movement Science*, 42, 203–211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.004>

Joseph, S., Ganason, R., Jalil, A., Aizam, Z., & Wilson, B. (2006). Functional biomechanical analysis of an elite cyclist. *International Symposium on Biomechanics in Sports*, July, 10–11.

Juan-Recio, C., Barbado, D., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero-Carretero, C., & Vera-García, F. J. (2013). Condición muscular y estabilidad del tronco en judocas de nivel nacional e internacional. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, 8(2).

Juker, D., McGill, S., & Kropf, P. (1998). Activity of Lumbar Portions of Psoas and the Abdominal Wall During Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 428–438.

- Kainz, H., Carty, C. P., Modenese, L., Boyd, R. N., & Lloyd, D. G. (2015). Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: A systematic review. *Clinical Biomechanics*, *30*(4), 319–329. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.02.005>
- Kainz, H., Hajek, M., Modenese, L., Saxby, D. J., Lloyd, D. G., & Carty, C. P. (2017). Reliability of functional and predictive methods to estimate the hip joint centre in human motion analysis in healthy adults. *Gait and Posture*, *53*, 179–184. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.023>
- Kibler, W. Ben, Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, *36*(3), 189–198.
- Kirkwood, R. N., Culham, E. G., & Costigan, P. (1999). Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: Effect on hip joint moments. *Clinical Biomechanics*, *14*(4), 227–235. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00073-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00073-4)
- Kisho Fukuchi, R., Arakaki, C., Veras Orselli, M. I., & Duarte, M. (2010). Evaluation of alternative technical markers for the pelvic coordinate system. *Journal of Biomechanics*, *43*(3), 592–594. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.050>
- Kordi, M., Fullerton, C., Passfield, L., & Parker Simpson, L. (2019). Influence of upright versus time trial cycling position on determination of critical power and W' in trained cyclists. *European Journal of Sport Science*, *19*(2), 192–198. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1495768>
- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *39*(6), 991–995. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235>
- Langley, B., Page, R., & Greig, M. (2019). The influence of different pelvic technical marker sets upon hip kinematics during gait. *Gait and Posture*, *71*, 74–78.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.012>

Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(6), 926–934.

Li, J. Da, Lu, T. W., Lin, C. C., Kuo, M. Y., Hsu, H. C., & Shen, W. C. (2017). Soft tissue artefacts of skin markers on the lower limb during cycling: Effects of joint angles and pedal resistance. *Journal of Biomechanics*, *62*, 27–38.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.018>

Liew, B. X. W., Morris, S., Robinson, M. A., & Netto, K. (2016). Performance of a lateral pelvic cluster technical system in evaluating running kinematics. *Journal of Biomechanics*, *49*(9), 1989–1993. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.010>

Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Physiology of professional road cycling. *Sports Medicine*, *31*(5), 325–337. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00004>

Macaluso, A., Young, A., Gibb, K. S., Rowe, D. A., & De Vito, G. (2003). Cycling as a novel approach to resistance training increases muscle strength, power, and selected functional abilities in healthy older women. *Journal of Applied Physiology*, *95*(6), 2544–2553. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00416.2003>

Macdermid, P. W., Fink, P. W., & Stannard, S. R. (2015). The Effects of Vibrations Experienced during Road vs Off-road Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, *36*(10), 783–788. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1398534>

Marsden, M., & Schwellnus, M. (2010). Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology, pathomechanics and risk factors. *International Sports Medicine Journal*, *11*(1), 216–225.

Martin, J. C., & Brown, N. A. T. (2009). Joint-specific power production and fatigue during

- maximal cycling. *Journal of Biomechanics*, 42(4), 474–479.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.015>
- McClelland, J. A., Webster, K. E., Grant, C., & Feller, J. (2010). Alternative modelling procedures for pelvic marker occlusion during motion analysis. *Gait and Posture*, 31(4), 415–419. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.004>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*, 29(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Menaspà, P., Sias, M., Bates, G., & La Torre, A. (2017). Demands of world cup competitions in elite women's road cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(10), 1293–1296.
- Merkes, P. F. J., Menaspà, P., & Abbiss, C. R. (2020). Power output, cadence, and torque are similar between the forward standing and traditional sprint cycling positions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30(1), 64–73. <https://doi.org/10.1111/sms.13555>
- Meuwissen, T. (2016). *The Abdominal Musculature and Cycling Performance* [Ithaca College, Ithaca, NY]. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000487120.85128.40>
- Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. (2007). Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clinical Biomechanics*, 22(6), 697–703. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.003>
- Mostaert, M., Laureys, F., Vansteenkiste, P., Pion, J., Deconinck, F. J. A., & Lenoir, M. (2021). Discriminating performance profiles of cycling disciplines. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 16(1), 110–122. <https://doi.org/10.1177/1747954120948146>

- Muyor, J. M., & Zabala, M. (2015). Road Cycling and Mountain Biking Produces Adaptations on the Spine and Hamstring Extensibility. *International Journal of Sports Medicine*, 37(1), 43–49. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1555861>
- Muyor, José M, López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2011). Spinal posture of thoracic and lumbar spine and pelvic tilt in highly trained cyclists. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(2), 355.
- Nair, S. P., Gibbs, S., Arnold, G., Abboud, R., & 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. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.03.004>
- Nakagawa, S., & Cuthill, I. C. (2007). Effect size, confidence interval and statistical significance: A practical guide for biologists. *Biological Reviews*, 82(4), 591–605. <https://doi.org/10.1111/j.1469-185X.2007.00027.x>
- Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1995). Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 28(4), 423–437. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00080-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00080-N)
- Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1996). Methods for determining hip movement in seated cycling and their effect on kinematics and kinetics. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(4), 493–507. <https://doi.org/10.1123/jab.12.4.493>
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L., & Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1750–1754.
- Nikolenko, M., Brown, L. E., Coburn, J. W., Spiering, B. A., & Tran, T. T. (2011). Relationship between core power and measures of sport performance. *Kinesiology*,

43(2), 163–168.

- 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.
- Nualpech, W., Chuensiri, N., & Suksom, D. (2019). Effects of additional core muscle training on cycling. *Journal of Sports Science and Health*, 20(3), 53–67.
- O'bryan, S. J., Billaut, F., Taylor, J. L., & Rouffet, D. M. (2018). Knee extensor fatigue developed during high-intensity exercise limits lower-limb power production. *Journal of Sports Sciences*, 36(9), 1030–1037. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1349922>
- Oja, P., Kelly, P., Pedisic, Z., Titze, S., Bauman, A., Foster, C., Hamer, M., Hillsdon, M., & Stamatakis, E. (2017). Associations of specific types of sports and exercise with all-cause and cardiovascular-disease mortality: a cohort study of 80 306 British adults. *British Journal of Sports Medicine*, 51(10), 812–817.
- Oke, O., Bhalla, K., Love, D. C., & Siddiqui, S. (2015). Tracking global bicycle ownership patterns. *Journal of Transport & Health*, 2(4), 490–501. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jth.2015.08.006>
- Page, A., Moreno, R., Candelas, P., & Belmar, F. (2008). The accuracy of webcams in 2D motion analysis: Sources of error and their control. *European Journal of Physics*, 29(4), 857–870. <https://doi.org/10.1088/0143-0807/29/4/017>
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 390.
- Park, J. H., Kim, J. E., Yoo, J. I., Kim, Y. P., Kim, E. H., & Seo, T. B. (2019). Comparison of maximum muscle strength and isokinetic knee and core muscle functions according to pedaling power difference of racing cyclist candidates. *Journal of Exercise*

Rehabilitation, 15(3), 401–406. <https://doi.org/10.12965/jer.1938180.090>

Park, J. H., & Seo, T. B. (2020). Study on physical fitness factors affecting race-class of Korea racing cyclists. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 16(1), 96–100. <https://doi.org/10.12965/jer.1938738.369>

Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>

Peng, J., Panda, J., Van Sint Jan, S., & Wang, X. (2015). Methods for determining hip and lumbosacral joint centers in a seated position from external anatomical landmarks. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 396–400. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.040>

Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal of Exercise Physiology*, 8(1), 51–55.

Peveler, W. W., & 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. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d09e60>

Piazza, S. J., Okita, N., & Cavanagh, 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. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00052-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00052-5)

Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Garo, G., Megret, A., Delamarche, P., & Bideau, N. (2018). Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences*, 36(19), 2155–2163. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1432066>

- Priego Quesada, J. I., Kerr, Z. Y., Bertucci, W. M., & Carpes, F. P. (2019). The association of bike fitting with injury, comfort, and pain during cycling: An international retrospective survey. *European Journal of Sport Science*, *19*(6), 842–849. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1556738>
- Psarikidou, K., Zuev, D., & Popan, C. (2020). *Sustainable cycling futures: can cycling be the future?* Taylor & Francis.
- Pucher, J., & Buehler, R. (2008). Cycling for everyone: lessons from Europe. *Transportation Research Record*, *2074*(1), 58–65.
- Rannama, I., Bazanov, B., Baskin, K., Zilmer, K., Roosalu, M., & Port, K. (2013). Isokinetic muscle strength and short term cycling power of road cyclists. *Journal of Human Sport and Exercise*, *8*(2 PROC), 19–29. <https://doi.org/10.4100/jhse.2012.8.proc2.03>
- Rannama, I., Pedak, K., Bazanov, B., & Port, K. (2017). Cycling specific postural stability during incremental exercise. The relationship with cyclists functional movement screen score. *Journal of Human Sport and Exercise*, *12*(1), 83–95. <https://doi.org/10.14198/jhse.2017.121.07>
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated “core stability” training on athletic performance measures: A systematic review. *Sports Medicine*, *42*(8), 697–706. <https://doi.org/10.2165/11633450-000000000-00000>
- Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., Van Emmerik, R., & Hamill, J. (2015). Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding. *Journal of Applied Biomechanics*, *31*(2), 88–94. <https://doi.org/10.1123/JAB.2014-0067>
- Rønnestad, B. R., & Hansen, J. (2018). A scientific approach to improve physiological

- capacity of an elite cyclist. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(3), 390–393. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0228>
- Rostami, M., Ansari, M., Noormohammadpour, P., Mansournia, M. A., & Kordi, R. (2015). Ultrasound assessment of trunk muscles and back flexibility, strength and endurance in off-road cyclists with and without low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(4), 635–644. <https://doi.org/10.3233/BMR-140559>
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., & Faude, O. (2017). Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Physical Therapy in Sport*, 24, 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.005>
- Ruiz, J. R., Ortega, F. B., Castillo, M. J., Gutierrez, A., & Agil, A. (2006). Increased susceptibility to plasma lipid peroxidation in untrained subjects after an extreme mountain bike challenge at moderate altitude. *International Journal of Sports Medicine*, 27(7), 587–589. <https://doi.org/10.1055/s-2005-865817>
- Sánchez-Zuriaga, D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine*, 35(5), 517–525. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b967ea>
- Sangeux, M., Pillet, H., & Skalli, W. (2014). Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait and Posture*, 40(1), 20–25. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>
- Santalla, A., Earnest, C. P., Marroyo, J. A., & Lucia, A. (2012). The Tour de France: An updated physiological review. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 7(3), 200–209. <https://doi.org/10.1123/ijsp.7.3.200>
- Santos, M. S., Behm, D. G., Barbado, D., DeSantana, J. M., Silva-Grigoletto, D., & Edir, M.

- (2019). Core Endurance Relationships With Athletic and Functional Performance in Inactive People. *Frontiers in Physiology*, *10*, 1490.
- Sayers, M. G. L., & Tweddle, A. L. (2012). Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling. *International Journal of Sports Medicine*, *33*(04), 314–390.
- Sayers, M. G. L., Tweddle, A. L., Every, J., & Wiegand, A. (2012). Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60 min cycling time trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *15*(2), 169–174.
- Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M., & Soutas-Little, R. W. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks-A cadaver study. *Journal of Biomechanics*, *28*(8), 995–998. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00149-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00149-X)
- Sharrock, C., Cropper, J., Mostad, J., Johnson, M., & Malone, T. (2011). A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? *International Journal of Sports Physical Therapy*, *6*(2), 63–74.
- Srinivasan, J., & Balasubramanian, V. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling-An sEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *11*(3), 260–266. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2006.08.009>
- Stewart, A., Marfell-Jones, M., Olds, T., & De Ridder, J. (2011). International Standards for Anthropometric Assessment. In *Potchefstroom, South Africa, ISAK* (Vol. 137).
- Streisfeld, G. M., Bartoszek, C., Creran, E., Inge, B., Mcshane, M. D., & Johnston, T. (2017). Relationship Between Body Positioning, Muscle Activity, and Spinal Kinematics in Cyclists With and Without Low Back Pain: A Systematic Review. *Sports Health*, *9*(1), 75–79. <https://doi.org/10.1177/1941738116676260>
- Swart, J., & Holliday, W. (2019). Cycling Biomechanics Optimization - The (R) Evolution of Bicycle Fitting. *Current Sports Medicine Reports*, *18*(12), 490–496.

<https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000665>

- Taylor, W. R., Kornaropoulos, E. I., Duda, G. N., Krutzenstein, S., Ehrig, R. M., Arampatzis, A., & Heller, M. O. (2010). Repeatability and reproducibility of OSSCA, a functional approach for assessing the kinematics of the lower limb. *Gait and Posture*, *32*(2), 231–236. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.005>
- Tse, M. A., McManus, A. M., & Masters, R. S. (2005). Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *19*(3), 547–552.
- Turpin, N. A., & Watier, B. (2020). Cycling biomechanics and its relationship to performance. *Applied Sciences*, *10*(12), 1–15. <https://doi.org/10.3390/APP10124112>
- Vallés-González, J. M. (2017). *Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista basado en el ángulo óptimo de extensión de rodilla*. [Tesis Doctoral, Universidad Miguel Hernández].
- Van der Walt, A., Janse van Rensburg, D. C., Fletcher, L., Grant, C. C., & Van der Walt, A. J. (2014). Non-traumatic injury profile of amateur cyclists. *South African Journal of Sports Medicine*, *26*(4), 119. <https://doi.org/10.7196/sajsm.555>
- van Dieën, J. H., Koppes, L. L. J., & Twisk, J. W. R. (2010). Low back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine*, *35*(7), 812–817.
- Van Hoof, W., Volkaerts, K., Sullivan, K. O., Verschueren, S., & Dankaerts, W. (2012). Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls - field study using a wireless posture monitoring system. *Manual Therapy*, *17*(4), 32–317. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.012>
- Vanwanseele, B., Parker, D., & Coolican, M. (2009). Frontal knee alignment: Three-dimensional marker positions and clinical assessment. *Clinical Orthopaedics and*

Related Research, 467(2), 504–509. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0545-4>

Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). «core stability». Concept and contributions to training and injury prevention. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 8(2), 79–85. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.004>

Wen, L. M., & 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*, 46(1), 29–32. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2007.08.009>

Whitty, A., Murphy, A., Coutts, A., & Watsford, M. (2016). The effect of low vs high cadence interval training on the freely chosen cadence and performance in endurance trained cyclists. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41(6), 666–673.

Winter, D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement (4th ed.)*. Wiley & Sons.

Wiseman, K. (2013). *An investigation into the effectiveness of core muscle strengthening on cycling performance in asymptomatic cyclists*. Masters' Degree in Technology, Chiropractic Durban University of Technology.

Zadow, E., Fell, J., & Kitic, C. (2016). The reliability of a laboratory-based 4 km cycle time trial on a Wahoo KICKR power trainer. *Journal of Science and Cycling*, 5(3), 23–27.

Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, 16(3), 215–232. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00068-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00068-1)

Zatoń, M., & Dąbrowski, D. (2013). Differences in the direction of effort adaptation between

mountain bikers and road cyclists. *Human Movement*, 14(2), 154–160.

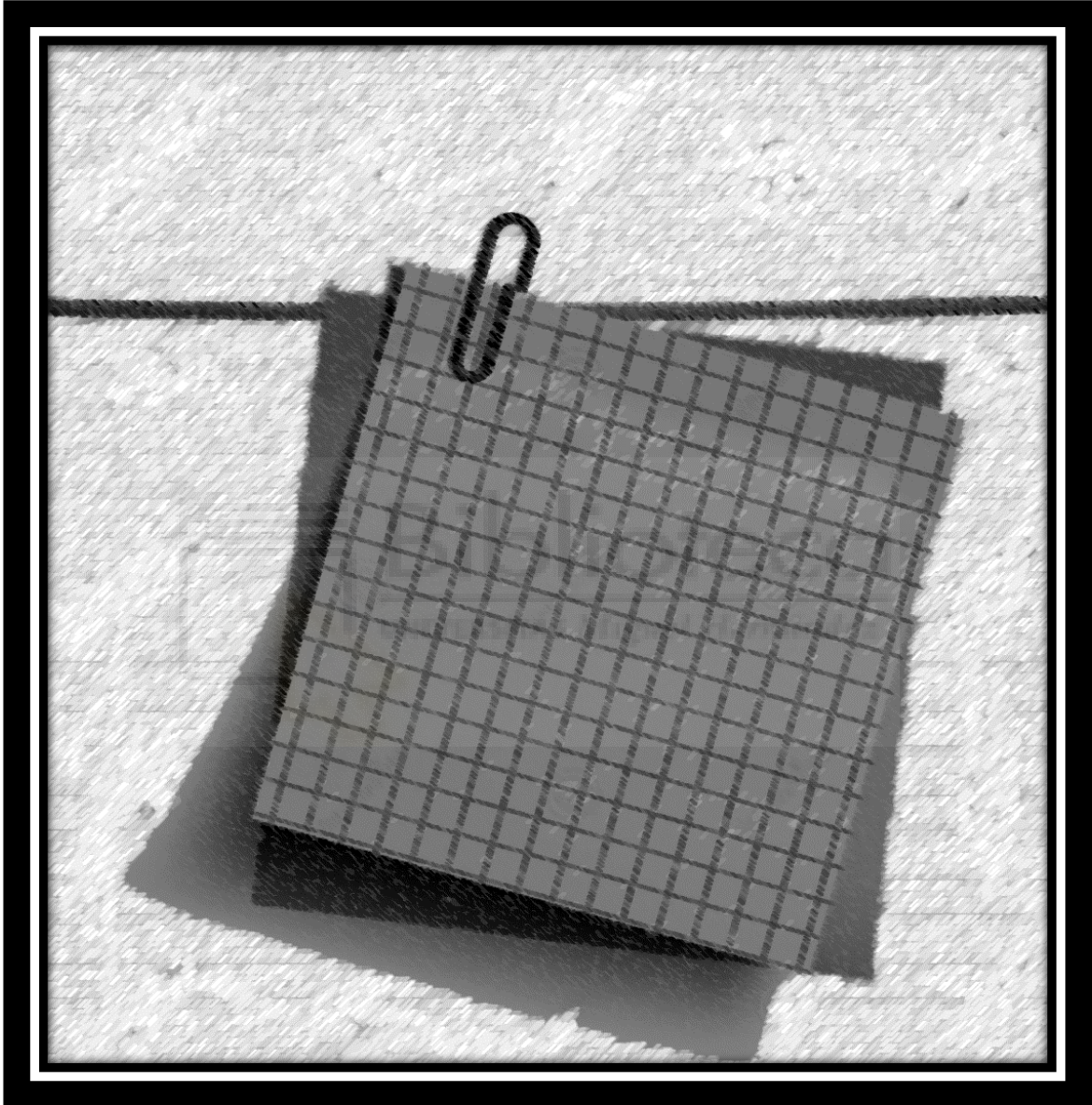
<https://doi.org/10.2478/humo-2013-0018>





CAPÍTULO 8

ANEXOS



Article

Changes in the Trunk and Lower Extremity Kinematics Due to Fatigue Can Predispose to Chronic Injuries in Cycling

Alberto Galindo-Martínez ¹, Alejandro López-Valenciano ², Carlos Albaladejo-García ¹, Juan M. Vallés-González ¹ and Jose L. L. Elvira ^{1,*}

¹ Department of Sport Sciences, Sports Research Centre, Miguel Hernández University, 03202 Elche, Spain; alberto.galindom@umh.es (A.G.-M.); calbaladejo@umh.es (C.A.-G.); jmi_vg@hotmail.com (J.M.V.-G.)

² Centre for Sport Studies, King Juan Carlos University, Madrid, Spain; alejandro.valenciano@urjc.es

* Correspondence: jose.lopeze@umh.es

Citation: Lastname, F.; Lastname, F.; Lastname, F. Title. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, x. <https://doi.org/10.3390/xxxxx>

Academic Editor: Firstname Lastname

Received: date
Accepted: date
Published: date

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Kinematic analysis of the cycling position is a determining factor in injury prevention and optimal performance. Fatigue caused by high volume training can alter the kinematics of the lower body and spinal structures, thus increasing the risk of chronic injury. However, very few studies have established relationships between fatigue and postural change, being these in 2D analysis or incremental intensity protocols. Therefore, this study aimed to perform a 3D kinematic analysis of pedalling technique in a stable power fatigue protocol 23 amateur cyclists (28.3 ± 8.4 years) participated in this study. 3D kinematics in hip, knee, ankle and lumbar joints and thorax and pelvis were collected at three separated times during the protocol. Kinematic differences at the beginning, middle and end of the protocol were analysed for all joints using one dimensional statistical parametric mapping. Significant differences ($p < 0.05$) were found in all the joints studied, but not all of them occur in the same planes or in the same phase of the cycle. Some of the changes produced, such as greater lumbar and thoracic flexion, greater thoracic and pelvic tilt, or greater hip adduction, could lead to chronic knee and lumbar injuries. Therefore, bike fitting protocols should be carried out in fatigue situations to detect risk factor situations.

Keywords: bike fitting; 3D kinematics; functional threshold power; statistical parametric mapping

1. Introduction

The kinematic analysis of a cyclist's position during pedalling has become one of the most studied fields in cycling [1]. The influence of the position adopted by the cyclist on sport performance has been investigated, either through the power produced [2,3] or through aerodynamic position [4,5]. In addition, the lower body and trunk kinematics during pedalling have been analysed [6,7], to detect



different risk factors and reduce the most prevalent injuries in cycling [8].

The high training volume and intensity inherent to competition in cycling can generate high levels of fatigue in cyclists, triggering modifications in the kinematics of the lower body and trunk, structures responsible for bicycle propulsion [9]. Kinematic changes cause alterations in the magnitude and direction of the forces applied on the pedal, and consequently, a loss of performance [10,11] and a higher probability of cyclist injury [9]. Especially relevant are the kinematic variations caused by fatigue in the rachis structures [12], since they are the main torso stabilisers during pedalling [13]. It is suggested that keeping the rachis in a flexed position for long periods of time seems to be an influential factor in the occurrence of such a prevalent injury in cycling as Low Back Pain (LBP) [14].

Moreover, a common strategy used to study pedalling kinematics has been to collect data within the 2D sagittal plane [1]. One primary problem with these analyses is that the frontal plane is mostly omitted [15], even though a combination of 3D kinematics including the frontal and transverse planes would provide information about the context surrounding the forces applied on the pedals. According to Pouliquen et al. [16], in order to maintain symmetric pedalling within the sagittal plane in fatigued situations, compensatory movements occur in other planes, which can lead to an increased risk of knee overuse injuries [17]. Therefore, it becomes essential to monitor these planes to understand kinematics changes more accurately due to fatigue and the associated risk of injury. Some of those movements, such as a greater knee displacement (projection) to the medial axis or a greater ankle flexion, which would generate a change in knee motion, may be related to knee injuries [18,19]. Knee injuries have received special attention from the literature in an attempt to prevent them due to the higher number of injuries in this joint [20].

In this regard, to the best of our knowledge, only three studies have focused on 3D motion during a fatigue protocol [11,12,16]. Pouliquen et al. [16] studied lower body kinematics in 12 elite cyclists in an incremental test. Moreover, Sayers et al. [11] and Sayers and Tweddle [12] recorded lower body and trunk kinematics in 10 amateur cyclists for one hour at a constant intensity (88% onset of blood lactate accumulation). Three studies showed significant changes in the main joints involved in the propulsion in cycling (hip, knee, and ankle). Another limitation of the literature, along with the paucity of studies, is that the studies that have analysed the effect of fatigue on cycling kinematics is the use of incremental tests to exhaustion [10,16,21]. In this regard, the changes in pedalling technique may be a consequence of an adaptation to applying greater power output [22]. In consequence, making use of maximal fatigue protocols of maintained intensity, such as the Functional Threshold Power (FTP) test [23], seems to be a good alternative, since the possible kinematic changes will come exclusively from accumulated fatigue, and not from the combination of fatigue and intensity as in incremental tests [21]. Finally, most of the kinematic analyses (bike-fitting) that are currently carried out on cyclists are done in short protocols that do not induce

fatigue or they are performed on only one side of the body, despite the fact that bilateral asymmetries are common in cycling [24].

In addition, the studies focused in analysing cycling kinematics are usually based on the paradigm of extracting information only from some discrete points of the pedalling cycle, commonly the lower and anterior position of the crank [25,26]. However, pedalling is a cyclic and continuous action, so this approach is clearly limited when comparing pedalling conditions. Analyses such as statistical parametric mapping (SPM) can detect differences in whole curves rather than just discrete points[27], allowing for better understanding of the differences between conditions.

Hence, the objective of this study was to perform a continuous kinematic analysis of the pedalling technique in amateur cyclists during a maximal test of maintained intensity in order to observe the kinematic variations in the spinal and lower body joints due to fatigue.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

The sample consisted of 23 amateur cyclists, 16 men (27.4 ± 9.6 years, 1.77 ± 0.08 m, 72.0 ± 8.2 kg) and 7 women (33.3 ± 8.0 years, 1.63 ± 0.05 m, 59.7 ± 8.6 kg), with at least three years of cycling experience (8.1 ± 4.7 years) and at least an average practice of 6 hours/week (587 ± 220 min). In order to be included in the study, cyclists had to present no pain or pathologies that could modify the movement pattern in the six months prior to the study. All participants signed informed consent before their collaboration, based on the recommendations of the Helsinki declaration and approved by the institution's Office of Responsible Research.

2.2. Procedure

A three-dimensional motion capture system consisting of seven T10 cameras and a Vero 2.2 (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd; Oxford, UK), operating at 200 Hz, was used for kinematic analysis. To monitor pedalling conditions, the Wahoo KICKR Power Trainer potentiometer roller was used, with the Blue SC Wahoo cadence and speed sensor, validated by Zadow et al. [28], and the Wahoo® Fitness: Workout Tracker APP on an Android system.

A lower limb and trunk model consisting of 45 markers was used. External reflective markers were placed on the L1, T6, and C7 vertebrae, both acromions, anterosuperior iliac spines, posterosuperior iliac spines, lateral and medial condyles of the femur, external and internal malleoli, calcaneus (lower and upper part), head of the 1st and 5th metatarsals, and toe. Also, technical markers were placed on the lateral end of the iliac crests and 4 markers clusters on the lateral side of each thigh and leg [29,30] (Figure 1). The markers on the anterosuperior iliac spines, internal femoral condyles, and internal malleoli acted as calibration markers to locate the hip, knee, and ankle joint centers respectively.

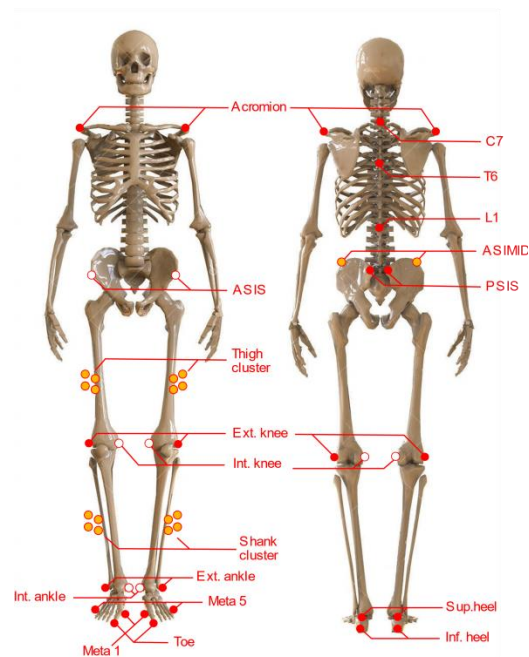


Figure 1. Anterior and posterior view of the location of the markers of the model used to capture the movement of the body. Filled with orange technical markers. Filled with white calibration markers.

Subsequently, a warm-up was performed by pedalling for 10 min at 100 W. This was followed by five steps of 1 min, with 25 W increments. In the last step, the aim was to reach an intensity close to that expected during the test. For this purpose, information was collected on previous FTP assessments of each cyclist. At the end of the warm-up, a 5 min rest was allowed. The warm-up was based on the recommendations of Bishop et al. [31], including low-intensity and high-intensity parts, followed by a rest before the start of the test.

After the rest, a maximal 20 min FTP test was performed for the assessment of the cyclists' kinematics [23]. All participants used their own bicycles. Throughout the warm-up and the test they were instructed to hold on to the middle handlebars, so as not to vary the point of support and the kinematics of the spine and pelvis [32]. The pedalling cadence was monitored and maintained at around 90 r.p.m. To control for the maximum intensity of the test, the perception of effort (RPE) was recorded at the end of the test. The motion of the markers was recorded for 15 s in four specific moments: after the start of the warm-up (WU); at the beginning of the test (INI); in the middle at 10 min (MID), and just before the end (FIN) [33]. From the 15 s recorded, the first five pedal strokes were discarded, and the next 10 complete pedal cycles of each lower limb were used for the study. Environmental conditions were controlled for all subjects, with constant temperature and humidity [34].

2.3. Data Processing and Analysis

Hip joint centers were calculated using the equation proposed by Harrington et al. [35], from the markers of the posterosuperior and anterosuperior iliac spines, the latter reconstructed from the cluster formed by the markers of the posterosuperior spines and those of the

iliac crests [36]. Moreover, the knee joint centers were located using the transepicondylar method [37,38]. The ankle joint center was found by calculating the intermediate point between the markers of the internal and external malleoli [39,40].

From the marker positions, hip, knee and ankle joint angles were calculated three-dimensionally using conventional linear algebra procedures [41]. The angles of the pelvis and thorax segments were also calculated in 3D. Finally, the flexion angle of the lumbar region concerning the thorax was calculated in 2D. For the joint angles, positive sign in x, y, and z axis means flexion, abduction, and external rotation, respectively. For the segments, positive sign means posterior tilt, right lateral rotation, and axial rotation to the left respectively (Figure 2).

Additionally, we calculated the crank angle from the 5th metatarsal markers. The crank angle was used to slice the continuous data in every single pedalling cycle. Each cycle started when the ipsilateral pedal crossed the topmost position. The centred angles (lumbar, thorax, and pelvis) used the right pedal as a reference. All the angles were time normalised to 360 points with linear interpolation, each point representing 1° in a complete crank cycle.

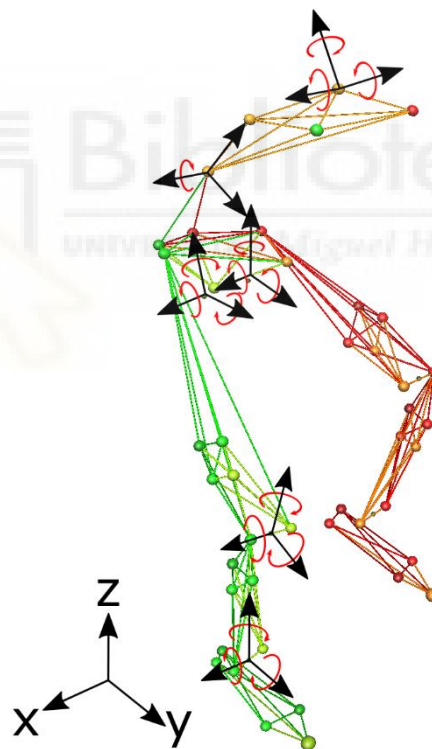


Figure 2. View of the local coordinate system of each calculated joint and segment angles. The curved arrows indicate the positive sign of each joint or segment axis.

2.4. Statistical Analysis

One dimensional SPM was used to compare time conditions along the pedalling cycle. To determine the effect of fatigue, INI, MID, and FIN periods were compared, performing a SPM repeated-measures ANOVA. In case a statistical difference was found, a post-hoc pairwise t test with Bonferroni correction was calculated. Cohen's



d [42] was also calculated to determine the magnitude of the paired differences. An alpha level of 0.05 was established for all analyses. To determine the effect of pedalling intensity, SPM paired t test was calculated between WU and INI conditions.

All analyses were conducted using self-created scripts in Python 3.8 language, using the open source module spm1D for Python (v.0.4.3, www.spm1d.org) [27].

3. Results

3.1. Effects of Fatigue

Figure 3 shows the results of the SPM repeated measures ANOVA comparing the three instants of the test (INI, MID, and FIN). Significant differences ($p < 0.05$) were shown in almost all the joints involved in pedalling. The differences in knee flexion-extension in the phase close to 0° of the crank, in ankle flexion-extension in the phase close to 0° and 180° of the crank, and in the adduction/abduction of both hips during the propulsion phase ($50\text{--}100^\circ$ of crank approximately) are noteworthy.

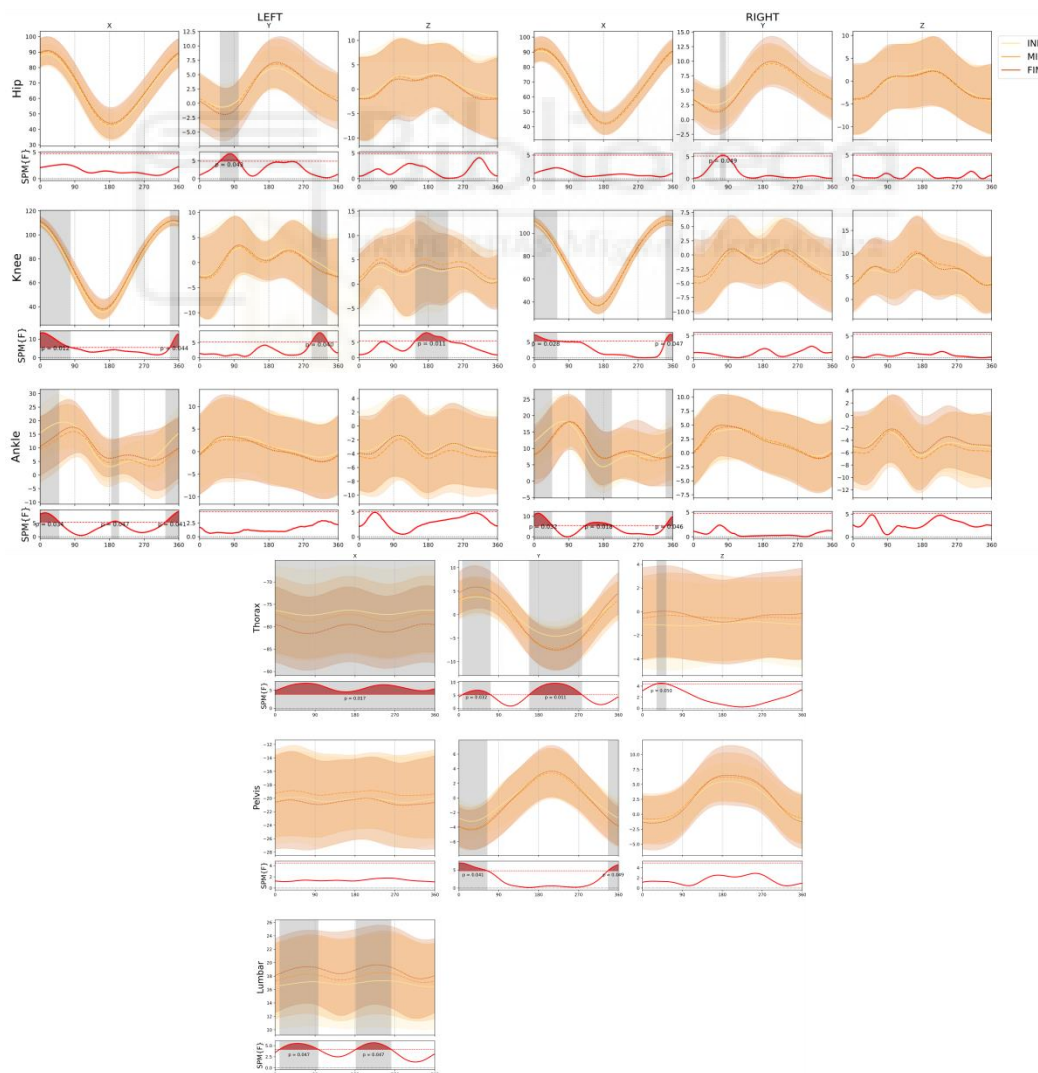


Figure 3. Comparison of the joint and segment angles across the time in the test. Lower panels display statistical parametric mapping F values from the repeated measures ANOVA, with the dotted line representing the critical threshold. Red and grey shaded areas indicate statistical differences among conditions. Horizontal values represent one pedalling cycle, starting from the top position of the same side pedal. INI: measurement at 0 min, MID: measurement at 10 min, FIN: measurement at 20 min. SPM: Statistical parametric mapping. x, y, z: movement in the sagittal, frontal, and transverse plane, respectively.

In the spinal area, differences were found in lumbar flexion/extension, during the initial propulsion phase (approximately 0–90° crank) of each lower extremity, and in thoracic flexion/extension throughout the pedal cycle. Concerning the lateral rotation, it increased in the thorax and pelvis segments, also corresponding to the beginning of the propulsion phase of each lower limb (0–90° of the crank). Finally, there was a rotation in the thorax, during the initial phase of the propulsion phase of the right lower limb (approximately 35° to 55° of the crank).

Table 1 also shows the specific pairwise comparisons when a statistical significance was found in the ANOVA. Some of the most important changes compared to the beginning of the test are the increase of ankle extension and knee flexion in the 0° crank phase, and changes in both hips in the y axis in the propulsion phase, resulting in an increased adduction. In the spinal structures, the most important differences are the greater flexion at the end of the test in the lumbar structure, as well as a greater pelvic left lateral rotation, when the left crank is at 180°.

Table 1. Post-hoc comparisons between the ANOVA conditions of the FTP representing the joints axis and the clusters where these differences were found. INI: measurement at 0 min, MID: measurement at 10 min, FIN: measurement at 20 min. x, y, z: movement in the sagittal, frontal, and transverse plane, respectively.

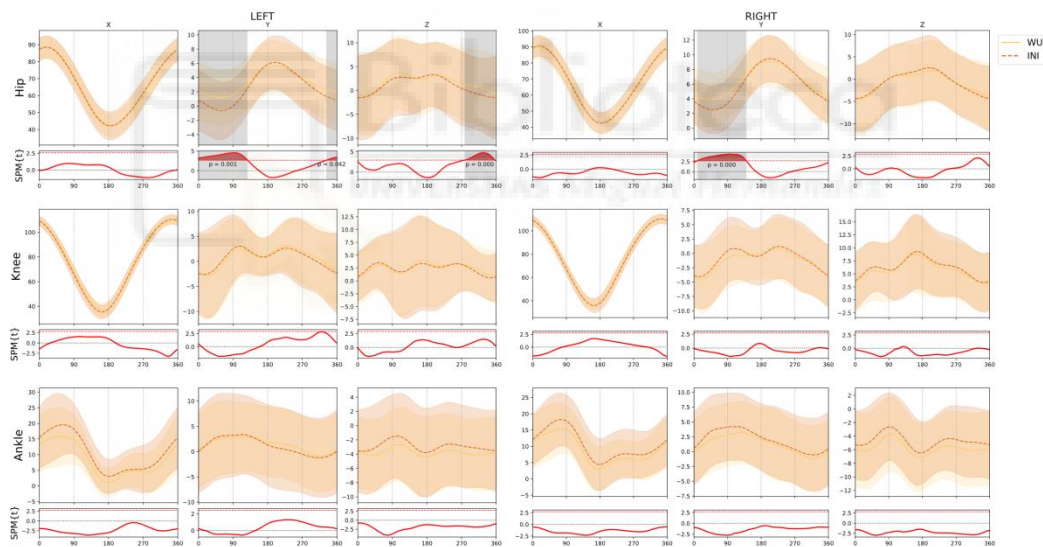
Condition	Joint and Axis	Cluster (Crank Angle)	p	Effect Size
INI vs MID	Left Ankle_x_	[329, 49]	0.044	0.51
	Right Ankle_x	[341, 46]	<0.01	0.44
	Right Hip_y	[133, 201]	<0.01	0.30
	Right Hip_y	[68,83]	0.022	0.31
	Left Knee_x	[339,39]	0.045	0.31
	Right Knee_x	[341,59]	0.018	0.24
	Left Knee_y	[291,331]	0.023	0.18
	Left Knee_z	[146,231]	<0.01	0.19
	Pelvis_y	[0,13]	0.049	0.40
	Thorax_y	[172,267]	0.035	0.65
Thorax_z	[32,53]	0.016	0.22	
INI VS FIN	Left Ankle_x	[337,31]	0.040	0.49
	Left Hip_y_	[184,204]	<0.01	0.52
	Left Hip_y_	[53,101]	<0.01	0.31
	Right Hip_y	[68,83]	0.017	0.36
	Left Knee_x	[338,78]	0.045	0.28
	Right Knee_x	[0,33]	0.033	0.24
	Left Knee_y	[291,332]	0.011	0.20
	Lumbar_x	[44,60]	0.049	0.39
	Pelvis_y	[202,242]	0.047	0.38
	Thorax_y	[336,63]	<0.01	0.40
Thorax_y	[8,71]	<0.01	0.48	
Thorax_y	[159,277]	<0.01	0.70	



	Thorax_z	[32,53]	0.036	0.31
	Left Knee_z	[158,230]	<0.01	0.14
MED vs FIN	Thorax_x	[347,116]	0.049	0.31
		[204,262]	0.047	0.31
	Thorax_y	[8,70]	0.033	0.39

3.2. Effects of Intensity

Finally, when comparing the two-time points of the recording of different intensity (WU and INI), significant differences were revealed in both hips in the y axis, with a greater adduction at the beginning of the propulsion phase at the initial moment (0–130°) (Left between 340° and 120° of the crank; $p = 0.001$; Right between 10° and 10° of the crank; $p = 0.001$); and right between 10° and 140° of the crank; $p < 0.001$), and in the z axis, with a greater external rotation at the initial moment, exclusive of the left hip in the final recovery phase (between 280–360° of the crank; $p < 0.001$) (Figure 4). We also found a greater thoracic flexion at the initial moment during the entire crank stroke ($p = 0.001$) and a greater homolateral pelvic tilt when the right crank was between 30° and 90° ($p = 0.032$) (Figure 4).



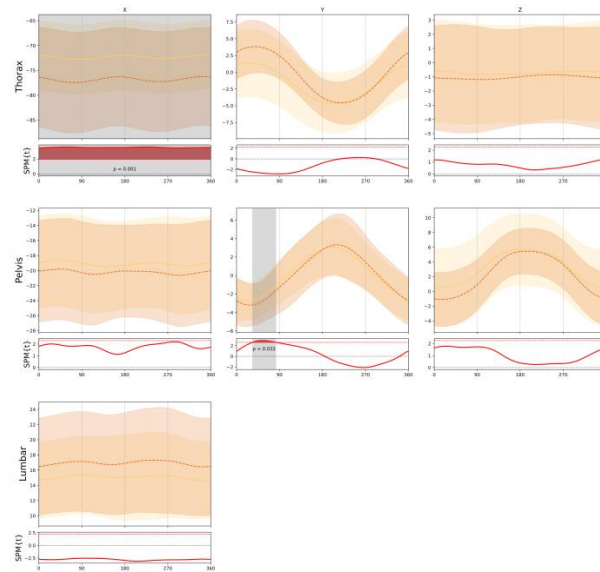


Figure 4. Comparison of the joint and segment angles between the warm-up and the initial part of the test. Lower panels display statistical parametric mapping t values from the t test, with the dotted line representing the critical threshold. Red and grey shaded areas indicate statistical differences among conditions. Horizontal values represent one Pedalling cycle, starting from the top position of the same side pedal. WU: measurement when starting the warm-up. INI: measurement at 0 min of the test. SPM: Statistical parametric mapping. x , y , z : movement in the sagittal, frontal, and transverse plane, respectively.

4. Discussion

This study aimed to analyse the kinematics of pedalling technique in amateur cyclists during a maximal test of maintained intensity. The main finding of this work was that there were significant changes in almost all the joints involved in pedalling throughout the maximal protocol. This confirms the limited validity of kinematic protocols, performed without fatigue, usually applied in the bike fitting context.

Differences in the lateral rotation of the thorax and pelvis segments (y axis) may be the result of the cyclist pushing on the handlebars in the propulsion phase during pedalling [12]. On the one hand, the greater trunk lean found at the final moment of the test, may be associated with less coactivation of the trunk musculature, which increases the load on the spinal region and consequently the injury risk [43]. A greater lateral rotation, as has been shown in the thoracic region at the end of the fatigue protocol in this study, has also been previously associated with LBP risk in cycling [44].

On the other hand, the greater lumbar and thoracic flexion at the end of the protocol confirms the hypothesis that prolonged periods of holding a position produces a spinal creep [45], which could partly explain the high number of injuries suffered by professional cyclists in the spinal areas [46]. Srinivasan and Balasubramanian [47] have shown how increased fatigue in the trunk stabilising muscles during pedalling, such as the erector spinae, is often associated with cyclists presenting more severe symptoms in their LBP. Furthermore, people with LBP tend to have less trunk control [48]. The kinematic changes in the lumbar region occur at the end of the test and not in the middle, which confirms the need to develop fatigue protocols to detect the risk of LBP [49].



Regarding the lower body joints, the changes produced in the ankles are in line with other articles that studied the relationship between kinematics and fatigue [11,16,21]. We can assume that an increase in fatigue of the ankle extensor and flexor muscles causes an increase in joint stiffness [50] and consequently a change in the range of motion. The changes observed in the knee in the sagittal plane, in line with the results of Pouliquen et al. [16], are derived from the changes in the ankle angle, as they act in a closed kinematic chain [51]. However, this result differs from results found by other studies [11,21] where the joint affected by the changes of the ankle's sagittal plane was the hip. It has been suggested that the use of pedal cleats could modify the kinematics of the lower limb joints. Their use tends to produce changes in the knee and ankle, while changes occur in the knee and hip when cleats are not used [52]. Bini and Diefenthaler [21] did use cleats, while Sayers et al. [11] did not specify. Among the cyclists the use of cleats is widespread and we understand that the most of the published studies are conducted with cleats. Another possible explanation is the participants' choice of pedalling technique (pushing or pulling [53]), which is not usually reported and can have different joint implications. Finally, up to our knowledge this is the first study to apply a continuous statistical comparison of the pedalling technique not based just on discrete points, so they may not be entirely comparable.

Another key aspect is the change in the left knee, both in the y and in the z axis, with an increase in the adduction and the external rotation, as well as the increase in adduction in the hips in the y axis. The kinematics alterations out of the sagittal plane could be related to the appearance of common cycling injuries such as patellofemoral pain [9,16,18]. Although this difference is only found in the left knee, it should not be assumed that the movement is cyclical and similar in both lower extremities [24]. As other studies have shown, it is common to find deficits in strength and range of motion between lower extremities [54]. This confirms the need to biomechanically analyse both legs during kinematic analyses, an aspect that is overlooked in some of the studies that have previously linked kinematics and injury [17,55].

Finally, changes in kinematics due to the intensity (WU vs. INI conditions) of pedalling in cyclists seem to justify the greater thoracic flexion, pelvis lateral rotation, and hip adduction at the beginning of the protocol compared to the warm-up, as an adaptation to performing greater power [22]. To the authors' knowledge, this is the first work to analyse 3D kinematic differences in a constant intensity fatigue protocol. Furthermore, this study presents a larger sample size than previous studies conducted in 3D [11,12,16]. Therefore, the results obtained show the need to develop kinematic analyses protocols, adapted to the specific fatigue demands of each cycling discipline. This allows the optimization of movement to avoid injuries and improve performance, and highlights the need to adapt preventive programs to the joints mainly affected by fatigue. Future work should investigate the relationship of core stability/strength with consistency in the spine and lower body kinematics. According to Abt et al. [56] core stability reduces torso movement and lower body alignment, and this could

reduce the risk of injury in cyclists. Asplund and Ross [57] suggested that greater Core Stability would reduce the risk of suffering a spine injury, and this could be achieved through training focused on the trunk, performing dynamic and/or static exercises. One of the newest methods for quantifying stability in static exercises is accelerometry, which would allow us to monitor the status of Core Stability and improve the dose-response in programmes focused on the trunk [58].

The main limitations of this study have to do with the heterogeneity of the sample since even though they were amateur cyclists, they reported differences in the volume of weekly minutes of training and in their experience, a variable that could influence in the kinematic changes. An experienced cyclist may have a greater consistency in kinematics [59]. Another important limitation is the absence of an external recording of physiological variables associated with fatigue such as heart rate or blood lactate, as the RPE may be insufficient in people unfamiliar with the scale.

5. Conclusions

A maximum fatigue protocol at stable intensity appears to modify the kinematic pattern of amateur cyclists' spinal, pelvic, and lower body structures. This modification in kinematics may increase the risk of injury to these structures and reduce performance. For this reason, it is important to carry out bike fitting protocols in fatigue situations, which are close to the specific demands of competition and allow the detection of possible risk factors for injury. Additional trunk stability training is likely to reduce the movement associated with fatigue, thereby reducing the risk of injury.

Author Contributions: Conceptualization, A.G.M, A.L.V., C.A.G. and J.L.L.E.; methodology, A.G.M. and J.L.L.E.; software, J.L.L.E.; validation, A.G.M., A.L.V. and J.L.L.E.; formal analysis, J.L.E.; investigation, A.G.M, C.A.G. and J.M.V.G.; resources, J.M.V.G.; data curation, A.G.M and J.L.L.E.; writing—original draft preparation, A.G.M. and C.A.G.; writing—review and editing, A.G.M, A.L.V. and J.L.L.E.; visualization, J.M.V.G.; supervision, A.L.V. and J.L.L.E.; project administration, J.L.L.E.; funding acquisition, J.L.L.E. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (Programa Estatal de I+D+i. Ref.: RTI2018-098893-B-I00), Spain.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Review Board of Oficina de Investigación Responsable of University Miguel Hernández de Elche.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent has been obtained from the patient(s) to publish this paper.

Acknowledgments: This study was made possible by financial support from Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (Programa Estatal de I+D+i. Ref.: RTI2018-098893-B-I00), Spain. The authors would like to thank the cyclists who participated in this study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Abbreviations

LBP	Low Back Pain
FTP	Functional Threshold Power



ROM	Range of Movement
ANOVA	Analysis of variance
2D	Two dimensions
3D	Three dimensions
SPM	Statistical parametric mapping
WU	Warm UP
INI	Initial moment of the test
MID	Middle moment of the test
FIN	Final moment of the test

References

1. Swart, J.; Holliday, W. Cycling Biomechanics Optimization—the (R) Evolution of Bicycle Fitting. *Current sports medicine reports* **2019**, *18*, 490-496.
2. García-López, J.; Díez-Leal, S.; Ogueta-Alday, A.; Larrazabal, J.; Rodríguez-Marroyo, J.A. Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of sports sciences* **2016**, *34*, 1619-1626.
3. Kordi, M.; Fullerton, C.; Passfield, L.; Parker Simpson, L. Influence of upright versus time trial cycling position on determination of critical power and W' in trained cyclists. *European journal of sport science* **2019**, *19*, 192-198.
4. Fintelman, D.; Sterling, M.; Hemida, H.; Li, F.X. Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* **2016**, *26*, 528-534.
5. Merkes, P.F.; Menaspà, P.; Abbiss, C.R. Power output, cadence, and torque are similar between the forward standing and traditional sprint cycling positions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* **2020**, *30*, 64-73.
6. Bini, R.R. The need for a link between bike fitting and injury risk. *Journal of Science and Cycling* **2016**, *5*, 1-2.
7. Van Hoof, W.; Volkaerts, K.; O'Sullivan, K.; Verschueren, S.; Dankaerts, W. Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls—field study using a wireless posture monitoring system. *Manual therapy* **2012**, *17*, 312-317.
8. Van der Walt, A.; van Rensberg, D.J.; Fletcher, L.; Grant, C.C.; Van Der Walt, A.J. Non-traumatic injury profile of amateur cyclists. *South African Journal of Sports Medicine* **2014**, *26*, 119-122.
9. Dingwell, J.B.; Joubert, J.E.; Diefenthaler, F.; Trinity, J.D. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2008**, *55*, 2666-2674.
10. Bini, R.R.; Diefenthaler, F.; Mota, C.B. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **2010**, *20*, 102-107.
11. Sayers, M.G.; Tweddle, A.L.; Every, J.; Wiegand, A. Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60 min cycling time trial. *Journal of science and medicine in sport* **2012**, *15*, 169-174.
12. Sayers, M.; Tweddle, A.L. Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling. *International journal of sports medicine* **2012**, *33*, 314-390.
13. Juker, D.; McGill, S.; Kropf, P. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during cycling. *Journal of Applied Biomechanics* **1998**, *14*, 428-438.
14. Streisfeld, G.M.; Bartoszek, C.; Creran, E.; Inge, B.; McShane, M.D.; Johnston, T. Relationship between body positioning, muscle activity, and spinal kinematics in cyclists with and without low back pain: A systematic review. *Sports health* **2017**, *9*, 75-79.
15. Fife, A.N.; Buddhadev, H.H.; Suprak, D.N.; Paxson, S.B.; San Juan, J.G. Effect of Q-factor manipulation via pedal spacers on lower limb frontal plane kinematics during cycling. *Journal of Science and Cycling* **2020**, *9*, 33-43.
16. Pouliquen, C.; Nicolas, G.; Bideau, B.; Garo, G.; Megret, A.; Delamarche, P.; Bideau, N. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of sports sciences* **2018**, *36*, 2155-2163.
17. Gregersen, C.S.; Hull, M.L. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics* **2003**, *36*, 803-813, doi:10.1016/s0021-9290(03)00014-9.

INFLUENCIA DEL CORE EN EL RENDIMIENTO Y EL RIESGO DE LESIÓN EN EL CICLISMO

18. Bini, R.R.; Bini, A.F. Potential factors associated with knee pain in cyclists: a systematic review. *Open access journal of sports medicine* **2018**, *9*, 99.
19. Gatti, A.A.; Keir, P.J.; Noseworthy, M.D.; Beauchamp, M.K.; Maly, M.R. Hip and ankle kinematics are the most important predictors of knee joint loading during bicycling. *Journal of Science and Medicine in Sport* **2021**, *24*, 98-104.
20. Dettori, N.J.; Norvell, D.C. Non-traumatic bicycle injuries. *Sports medicine* **2006**, *36*, 7-18.
21. Bini, R.R.; Diefenthaler, F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* **2010**, *9*, 223-235.
22. Holliday, W.; Theo, R.; Fisher, J.; Swart, J. Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports biomechanics* **2019**, 1-15.
23. Allen, H.; Coggan, A.R.; McGregor, S. *Training and racing with a power meter*; VeloPress: 2019.
24. Edeline, O.; Polin, D.; Tourny-Chollet, C.; Weber, J. Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. *Journal of Human Movement Studies* **2004**, *46*, 493-518.
25. Fonda, B.; Sarabon, N.; Li, F.-X. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *Journal of sports sciences* **2014**, *32*, 940-946.
26. Bini, R.R.; Hume, P.A.; Lanferdini, F.J.; Vaz, M.A. Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Physical Therapy in Sport* **2013**, *14*, 23-27.
27. Pataky, T.C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **2012**, *15*, 295-301.
28. Zadow, E.K.; Fell, J.W.; Kitic, C.M. The reliability of a laboratory-based 4 km cycle time trial on a Wahoo KICKR power trainer. *Journal of Science and Cycling* **2016**, *5*, 23-27.
29. Fukuchi, R.K.; Fukuchi, C.A.; Duarte, M. A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. *PeerJ* **2017**, *5*, e3298.
30. Rodrigues, P.; Chang, R.; TenBroek, T.; van Emmerik, R.; Hamill, J. Evaluating the coupling between foot pronation and tibial internal rotation continuously using vector coding. *Journal of applied biomechanics* **2015**, *31*, 88-94.
31. Bishop, D. Warm-up II: Performance changes following active warm up on exercise performance. *Sports Med* **2003**, *33*, 483-498.
32. Muyor, J.; Zabala, M. Road cycling and mountain biking produces adaptations on the spine and hamstring extensibility. *International journal of sports medicine* **2016**, *37*, 43-49.
33. Martin, J.C.; Brown, N.A. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech* **2009**, *42*, 474-479, doi:10.1016/j.jbiomech.2008.11.015.
34. Javaloyes, A.; Sarabia, J.M.; Lamberts, R.P.; Plews, D.; Moya-Ramon, M. Training prescription guided by heart rate variability vs. block periodization in well-trained cyclists. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **2020**, *34*, 1511-1518.
35. Harrington, M.; Zavatsky, A.; Lawson, S.; Yuan, Z.; Theologis, T. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of biomechanics* **2007**, *40*, 595-602.
36. McClelland, J.A.; Webster, K.E.; Grant, C.; Feller, J. Alternative modelling procedures for pelvic marker occlusion during motion analysis. *Gait & posture* **2010**, *31*, 415-419.
37. Asano, T.; Akagi, M.; Nakamura, T. The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image-matching technique. *The Journal of arthroplasty* **2005**, *20*, 1060-1067.
38. Churchill, D.L.; Incavo, S.J.; Johnson, C.C.; Beynon, B.D. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **1998**, *356*, 111-118.
39. Nair, S.P.; Gibbs, S.; Arnold, G.; Abboud, R.; Wang, W. A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model. *Clinical Biomechanics* **2010**, *25*, 582-587.
40. Vanwanseele, B.; Parker, D.; Coolican, M. Frontal knee alignment: three-dimensional marker positions and clinical assessment. *Clinical orthopaedics and related research* **2009**, *467*, 504-509.
41. Hamill, J.; Selbie, W.S.; Kepple, T.M. Three - dimensional kinematics. In *Research methods in biomechanics* 2ed.; Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., G.Kamen, Whittlesey, S., Eds. Human Kinetics: 2014; pp. 35-60.
42. Cohen, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*; Academic press: 2013.
43. Davis, K.; Marras, W. The effects of motion on trunk biomechanics. *Clinical biomechanics* **2000**, *15*, 703-717.
44. Joseph, S.; Ganason, R.; Jalil, A.P.; Aizam, Z.S.; Wilson, B. A functional biomechanical analysis of an elite cyclist. In Proceedings of ISBS-Conference Proceedings Archive.



45. Sánchez-Zuriaga, D.; Adams, M.A.; Dolan, P. Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine* **2010**, *35*, 517-525.
46. Clarsen, B.; Krosshaug, T.; Bahr, R. Overuse injuries in professional road cyclists. *The American journal of sports medicine* **2010**, *38*, 2494-2501.
47. Srinivasan, J.; Balasubramanian, V. Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* **2007**, *11*, 260-266.
48. Burnett, A.F.; Cornelius, M.W.; Dankaerts, W.; O'Sullivan, P.B. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. *Manual therapy* **2004**, *9*, 211-219.
49. Marsden, M. Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology, pathomechanics and risk factors. *International SportMed Journal* **2010**, *11*, 216-225.
50. Zajac, F.E.; Neptune, R.R.; Kautz, S.A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & posture* **2002**, *16*, 215-232.
51. Buckeridge, E.M.; Bull, A.M.; McGregor, A.H. Biomechanical determinants of elite rowing technique and performance. *Scand J Med Sci Sports* **2015**, *25*, e176-183, doi:10.1111/sms.12264.
52. Ferrer-Roca, V.; Bescós, R.; Roig, A.; Galilea, P.; Valero, O.; García-López, J. Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **2014**, *28*, 784-791.
53. Korff, T.; Romer, L.M.; Mayhew, I.; Martin, J.C. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and science in sports and exercise* **2007**, *39*, 991.
54. Carpes, F.P.; Mota, C.B.; Faria, I.E. On the bilateral asymmetry during running and cycling—A review considering leg preference. *Physical therapy in sport* **2010**, *11*, 136-142.
55. Bailey, M.; MAILLARDET, F.; Messenger, N. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of sports sciences* **2003**, *21*, 649-657.
56. Abt, J.P.; Smoliga, J.M.; Brick, M.J.; Jolly, J.T.; Lephart, S.M.; Fu, F.H. Relationship between cycling mechanics and core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **2007**, *21*, 1300-1304.
57. Asplund, C.; Ross, M. Core stability and bicycling. *Current sports medicine reports* **2010**, *9*, 155-160.
58. Barbado, D.; Irlés-Vidal, B.; Prat-Luri, A.; García-Vaquero, M.P.; Vera-García, F.J. Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *Plos one* **2018**, *13*, e0208262.
59. Bini, R.R.; Dagnese, F.; Rocha, E.; Silveira, M.C.; Carpes, F.P.; Mota, C.B. Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European journal of sport science* **2016**, *16*, 553-559.



AGRADECIMIENTOS

Primero agradecer a la pasión como algo tan abstracto y sin saber que es, aunque a veces lo haya podido sentir, el llevarme hasta aquí, en este caso a la pasión por el ciclismo guiado por la curiosidad del aprendizaje en este deporte. Pero creo que esta pasión es inherente al ser humano y cada persona tiene su parte, por lo que no es un agradecimiento individual.

A mis amigos de siempre, porque son mis pares, porque me he perdido momentos con ellos que sé que nunca volverán, pero por los ya vividos y por los que están por venir siguen siendo mis amigos, ya que, aunque lo somos, nosotros los de entonces ya no somos los mismos, yo con una tesis debajo del brazo y más de uno de vosotros con una vida nueva que cuidar. Porque más de una vez y de dos y de tres me preguntáis que cuando volveré, que lo haga ya, que ya llevo mucho tiempo fuera de casa, pero yo no sé ya cuál es mi casa. Y si vuelvo, volveré, pero como Becquer diría, aunque vuelva, ese que se fue, ya no volverá, cual golondrina.

A mis amigos, a los que he conocido desde que llegué aquí. Hay muchos. No sé por dónde empezar, la verdad. Podría empezar por todos mis amigos de Grado, como Javitxu, que conocí el día de las pruebas, Ferrán con el cuál solía hacer los viajes a Valencia sobreviviendo a la piloto de F1 Angels o Álvaro con el cual también compartimos muchos viajes camino de la Mancha, en mi caso, que juntos hemos pasado buenos momentos entre clases, trabajos y bares. Podría hacer una lista mucho más extensa, pero perdonad que tenga un número de caracteres limitado y mentaré especialmente a José e Iván, que con sus métodos poco ortodoxos para relacionarse con las personas, fueron mis compañeros de piso durante esta parte del recorrido. A fecha de hoy, José aun lo sigue siendo, aunque ya se haya

sacado el carné de familia. Se acabó la carrera, con sus vaivenes, con lo bueno y con lo malo, con la cara y con la cruz, pero seguimos hacia delante, aunque fuese de canto.

Durante el máster conocí a gente nueva, que me fue sumergiendo en este mundo de la investigación. Entre ellos quiero destacar la figura de Juan Miguel Vallés González. Lo pongo al completo porque le doy las gracias por compartir conmigo la pasión por el ciclismo y ser un loco, un loco de atar, y tirarse de cabeza a abrir una línea de ciclismo y biomecánica, sin más ayuda que la motivación que le daba la propia actividad. Gracias por abrir el camino para otro enloquecido. Y sobre todo por acabar siendo mi amigo, que eso es más que cualquier otra cosa. Obviamente esta línea no se abre sola, necesita de una persona que sea el que comande este timón de energía y le dé un rumbo, y este es Jose Luis López Elvira, mi tutor de tesis. Gracias Jose, por ser tan buen profesional como persona, por ayudarnos a seguir con este camino y seguir dándonos oportunidades en este ámbito del conocimiento, ya que gracias a esa invitación que me hiciste confiando en mi persona para desarrollar una tesis he podido conocer al resto de personas que van a venir a continuación, amén de haber conseguido logros personales muy importantes como ser profesor de universidad o pertenecer a un proyecto de investigación. Aquí también he de agradecer a Fran Vera y a David Barbado por este logro, y en general a los miembros del Centro de Investigación del Deporte, gracias por la oportunidad.

Cuatro años de tesis dan para mucho, pero a groso modo intentaré resumirlos. Gracias a Alejandro López Valenciano por compartir esa pasión por el ciclismo con Juanmi y conmigo, y ayudarnos mil y una veces en nuestro camino, ayudando a Juanmi en sus inicios y a mí en mi final de tesis, bueno más que una mano te he dejado sin extremidades. Además, como es obvio y he dicho con Juanmi, ser mi amigo que es más importante que lo otro. Menudo gregario más top me buscaba yo para los días de viento.

A Amaya por aguantarme simplemente, que ya es suficiente. Es un arduo trabajo, creo que ha sido más duro eso para ella que incluso la tesis. A Daniela y Adolfo por ayudarme a subsistir siempre que lo necesité, dándome oportunidades profesionales sin las cuales tampoco estaría aquí seguro y siguen siendo dos jefazos/líderes. A Carlos Berbegal, por ser igual que yo y haber compartido pared con pared durante 2 años y tener conversaciones y haber hecho tan buena amistad en este tiempo. A Patri, mi compañera del comedor, que éramos peor que los niños, no podemos ver un cuadro de Velázquez sin recordarnos el uno al otro. A Pedro, que debería estar aquí hoy para hacerme alguna pregunta como doctor, a Javi que lo será, a Andrea, a Carlos Motes, a Irene gracias por vuestra amistad. En general, también a todos los compañeros y compañeras del CID, porque de una manera u otra nos hemos acompañado en el camino y hemos forjado una buena relación. A los zagales de la mancha, Fran y Abraham, a Carrillo, Berenguer, Tomás y Eugenio (os recordaré quien soy cuando seáis pros), que buenas rutas hemos descubierto y que sitios tan bonitos hemos visitado gracias a una bici y a chuparos rueda durante horas y horas, además de ser unos grandes conejillos de indias. Gracias gregarios. A Eva y Claudia, por acompañarnos en tantos rodajes corriendo, mientras nos contábamos las penurias, a llorar a la llovería. Entiéndase llovería por cualquier rincón de Elche que se pueda llegar corriendo.

Ya dejando de lado lo conocido durante todos estos años, voy a lo más importante, para el final. La familia. Empezaré por mis primos, gracias por tener tan buena relación entre todos, que aunque nos veamos más o menos siempre estamos bien cuando estamos y lo disfrutamos que es lo importante. Seguiré con mis abuelos maternos, espero que estéis aquí para verlo, aunque tu abuela no te acuerdes al momento siguiente, pero eso querría decir que seguís por aquí, que esa edad yo la firmaba pues mi abuelo iba al colegio con Jordi Hurtado, pero Jordi está un poco más envejecido. A mi abuelo paterno, que se fue en marzo de 2020 después de años de enfermedad, aún recuerdo cuando estabas bien e íbamos a la petanca o a

por rebollones. Y sobre todo a mi abuela Ángeles, ella es mi ejemplo a seguir, siempre me ha apoyado a mí y a todos, eres un pilar importante en mi vida, gracias abuela a enseñarme tantos valores con acciones, una heroína diaria con los tuyos. Dignidad, siempre.

Por supuesto a mi hermano, porque aun siendo tan diferentes, llevarnos tan bien, espero que sigas siendo tan cabal y sigas tú vida con total libertad (la de verdad) a la hora de decidir qué quieres ser. Y por último, a mis padres que siempre me han apoyado en este camino, aunque a veces hayamos tenido diferentes puntos de vista en enfocar la vida, pero sé que sin ellos no estaría yo aquí y la vida me sería más compleja. Gracias a todos y todas por ayudarme a ser quien soy, la tesis solo es parte de lo que tengo.



Aprenderás-Carta a un amigo de William Shakespeare

Después de algún tiempo aprenderás la diferencia entre dar la mano y socorrer a un alma, aprenderás que amar no significa apoyarse, y que compañía no siempre significa seguridad.

Comenzarás a aprender que los besos no son contratos, ni regalos, ni promesas.

Comenzarás a aceptar tus derrotas con la cabeza erguida y la mirada al frente, con la gracia de un niño y no con la tristeza de un adulto, y aprenderás a construir hoy todos tus caminos, porque el término mañana es incierto para los proyectos y el futuro tiene la costumbre de caer en vacío. Después de un tiempo aprenderás que el sol quema si te expones demasiado. Aceptarás incluso que las personas buenas podrían herirte alguna vez y necesitarás perdonarlas.

Aprenderás que hablar puede aliviar los dolores del alma...

Descubrirás que lleva años construir confianza y apenas unos segundos para destruirla y que tú también podrás hacer cosas de las que te arrepentirás el resto de tu vida.

Aprenderás que las nuevas amistades continúan creciendo a pesar de las distancias y que no importa que es lo que tienes en la vida sino a quién tienes en la vida, y que los buenos amigos son la familia que nos permitimos elegir. Aprenderás que no tenemos que cambiar de amigos, si estamos dispuestos a aceptar que los amigos cambian.

Te darás cuenta de que puedes pasar buenos momentos con tu mejor amigo, haciendo cualquier cosa o simplemente nada, sólo por el hecho de disfrutar su compañía.

Descubrirás que muchas veces tomas a la ligera a las personas que más te importan y por eso siempre debemos decirles a esas personas que las amamos, porque nunca estaremos seguros de cuándo será la última vez que las veamos. Aprenderás que las circunstancias que

nos rodean tienen influencia sobre nosotros, pero nosotros somos los únicos responsables de lo que hacemos.

Comenzarás a aprender que no nos debemos comparar con los demás, salvo cuando queremos imitarlas para mejorar. Descubrirás que lleva mucho tiempo llegar a ser la persona que quieres ser, y que el tiempo es corto.

Aprenderás que no importa a dónde llegaste sino a dónde te diriges, y si no lo sabes cualquier lugar sirve.

Aprenderás que si no controlas tus actos ellos te controlan y que ser flexible no significa ser débil o no tener personalidad, porque no importa cuán delicada o frágil sea una situación: siempre existen dos lados.

Aprenderás que héroes son las personas que hicieron lo que era necesario, enfrentando las consecuencias.

Aprenderás que la paciencia requiere mucha práctica. Descubrirás que algunas veces la persona que esperas que te patee cuando te caes, tal vez, sea una de las pocas que te ayuden a levantarte. Madurar tiene más que ver con lo que has aprendido, que con los años vividos.

Aprenderás que hay mucho más de tus padres en ti que lo que supones.

Aprenderás que nunca se debe decir a un niño que sus sueños son tonterías, porque pocas cosas son tan humillantes, y sería una tragedia que se lo creyese porque le estarás quitando la esperanza.

Aprenderás que cuando sientas rabia, tienes derecho a tenerla, pero eso no te da derecho a ser cruel.

Descubrirás que sólo porque alguien no te ama de la forma que quieres, no significa que no te ame con todo lo que puede. Porque hay personas que nos aman, pero que no saben cómo demostrarlo...

No siempre es suficiente ser perdonado por alguien, algunas veces tendrás que aprender a perdonarte a ti mismo.

Aprenderás que con la misma severidad con la que juzgas, también serás juzgado y en algún momento ordenado.

Aprenderás que no importa en cuántos pedazos tu corazón se partió, el mundo no se detiene para que los arregles.

Aprenderás que el tiempo no es algo que puedes volver atrás, por lo tanto debes cultivar tu propio jardín y decorar tu alma, en vez de esperar que alguien te traiga flores.

Entonces y sólo entonces, sabrás realmente lo que puedes soportar, que eres fuerte y que podrás ir mucho más lejos que cuando creías que no se podía más. **Y es que realmente la vida vale cuando tienes el valor de enfrentarla.**

“A los que buscan,
aunque no encuentren.

A los que avanzan,
aunque se pierdan.

A los que viven,
aunque se mueran.”

(Mario Benedetti).

