

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Programa de doctorado: Ciencias de la actividad física y el deporte



**universidad
del león**



ALTERACIONES DE LA ESTRUCTURA DEL PIE Y DEL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO - CADERA TRAS LA PRÁCTICA DEL CICLISMO

TESIS DOCTORAL

Cristina San Emeterio García

León, 2022



universidad
de león

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

ALTERACIONES DE LA ESTRUCTURA DEL PIE Y DEL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO - CADERA TRAS LA PRÁCTICA DEL CICLISMO

TESIS DOCTORAL

Cristina San Emeterio García

Programa de doctorado:

Ciencias de la actividad física y el deporte

Tutor:

Javier González Gallego

Dirigida por:

Pedro Jesús Marín Cabezuelo

León, 2022

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que han hecho posible la elaboración de esta tesis doctoral. Sois muchos los que de una manera u otra habéis enriquecido este trabajo y así quiero hacéroslo llegar, aunque en estas líneas no figure vuestro nombre.

A mi director y amigo, Pedro J. Marín, por el tiempo dedicado, los consejos y guiarme en todo este proceso.

A mis compañeros y amigos, Héctor, Paloma, Javier, Beatriz, Silvia y Gonzalo, por vuestros consejos y ayuda en los momentos importantes.

A todas las ciclistas y los técnicos del Club Ciclista Meruelo, por colaborar voluntariamente en todas las fases experimentales y dejarme crecer con vosotros.

A mi familia, porque vuestra confianza, cariño y apoyo siempre ha hecho que mi camino sea más seguro.

A todos, gracias.

LISTADO DE PUBLICACIONES

- I. **San Emeterio C**^{1,2}, Menéndez H^{1,2}, Guillén-Rogel P^{1,2}, Marín PJ². Effect of cycling exercise on lumbopelvic control performance in elite female cyclists. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 2021; 21:475–80.

¹Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Spain.

²CYMO Research Institute, Spain.

- II. **San Emeterio C**^{1,2}, Menéndez H^{1,2}, Guillén-Rogel P^{1,2}, Marín PJ². Effect of cyclocross competition on the foot structure of female riders. *Journal Of The American Podiatric Medical Association*. Accepted 17 September 2021.

¹Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Spain.

²CYMO Research Institute, Spain.

- III. **San Emeterio C**^{1,2}, Menéndez H^{1,2}, Guillén-Rogel P^{1,2}, Marín PJ². The reliability of a smartphone application in measuring the foot structure of cyclists during sitting and standing. *Footwear Science*. Accepted 14 October 2021.

¹Laboratory of Physiology, European University Miguel de Cervantes, Spain.

²CYMO Research Institute, Spain.

TABLA DE CONTENIDO

Agradecimientos	1
Listado de publicaciones	3
Índice de Tablas	8
Índice de Figuras	9
Glosario de Símbolos y Abreviaturas	10
Resumen	13
Objetivo	13
Metodología	13
Resultados	14
Conclusión	14
Abstract	15
Objective	15
Methods	15
Results	15
Conclusion	16
Introducción	17
El deporte ciclista	17
La competición ciclista	18
La competición de carretera o ruta.....	19
La competición de ciclocross	21
Factores que influyen en el rendimiento ciclista	24
Factores biomecánicos.....	25
Lesiones en el ciclismo	41

El pie	44
El arco plantar, estructura y funcionalidad	48
Relaciones entre el pie, el miembro inferior y el complejo lumbopélvico – cadera	50
La estabilidad del complejo lumbopélvico-cadera.....	51
El pie en el ciclismo	53
La estabilidad del complejo lumbopélvico–cadera en el ciclismo	55
La evaluación de la estructura del pie.....	57
La evaluación de la estabilidad del complejo lumbopélvico–cadera en el ciclismo	57
La tecnología móvil como herramienta de valoración.....	58
Objetivos	60
Hipótesis	61
Primer estudio	62
Título.....	62
Metodología	62
Diseño experimental.....	62
Participantes.....	62
Procedimiento	63
Mediciones	63
Análisis estadístico.....	66
Resultados.....	67
Segundo estudio.....	71
Título.....	71
Metodología	71
Diseño experimental.....	71
Participantes.....	71
Procedimiento	72
Mediciones	72
Análisis estadístico.....	74

Resultados	75
TERCER ESTUDIO	78
Título	78
Metodología	78
Diseño experimental.....	78
Participantes.....	78
Procedimiento.....	79
Análisis estadístico.....	83
Resultados	84
Discusión	89
Conclusiones	98
Referencias	100
Anexos	126
Resumen primer estudio:.....	127
Resumen segundo estudio:.....	129
Resumen Tercer estudio:	131

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Categorías que se establecen en el deporte ciclista[4].	18
Tabla 2. Distancia de las pruebas para las categorías de mujeres. [3,4]	21
Tabla 3. Duración de las pruebas para las categorías de mujeres [3,4].	22
Tabla 4. Valores promedio de los patrones de activación muscular durante un ciclo de pedaleo para los principales grupos musculares de la extremidad inferior [51]. Adaptado de Ryan et al (1992) [52].	36
Tabla 5. (º) Porcentaje de ciclistas con restricción de movimiento sobre los valores de corte informados previamente como clínicamente significativos; (#) diferencias significativas entre lado dominante y no dominante; (§) diferencias significativas entre sexos [62].	40
Tabla 6. Organización de los músculos que actúan sobre el pie [97].	47
Tabla 7. Valores de la mediana y los efectos de las variables dependientes entre el "pre-test" y "post-test". Nota. Rango intercuartil (RIQ); $p \leq 0.05$; Tamaño del efecto (d).	76
Tabla 8. Valores medios y DE entre el "test" y "re-test" de la aplicación "Avatar 3D Feet". Notas: desviación estándar (DE), ($p > 0.05$), tamaño del efecto (d), coeficiente de variación (CV%), coeficiente de correlación intraclase (CCI), intervalo de confianza (IC), error estándar de medición (EEM), mínima diferencia detectable (MDD).	85

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1.** Niveles de las competiciones incluidas en el calendario internacional de mujeres élite y niveles de equipo que pueden participar en estas pruebas. Adaptado de [4]. _____ **20**
- Figura 2.** Diferencias en el modelo corporal del miembro inferior (cadera, rodilla, tobillo) y biela en el plano sagital. A) Modelo descrito por García – López (2009) [23]; B) Modelo descrito por Bini et al. (2014) [30]. _____ **27**
- Figura 3.** Fases del ciclo de pedaleo y cinemática de la biela analizando una sola pierna. Adaptado de García – López (2009) [23]. _____ **28**
- Figura 4.** Ángulos máximos del flexión y extensión de las articulaciones de la extremidad inferior (A) cadera, (B) rodilla y (C) tobillo en relación con el ángulo de la biela en un ciclo completo de pedaleo. Adaptado de García – López (2009) [23]. _____ **30**
- Figura 5.** Efectos de una sesión intensa de entrenamiento sobre el complejo lumbopélvico - cadera durante las pruebas dinámicas de estabilidad: SLD y BD. (a) lado derecho; (b) lado izquierdo; (c) promedio. (*) Diferencias estadísticamente significativas en comparación con el "pre-test" ($p \leq 0.05$). _____ **69**
- Figura 6.** Efectos de la competición de ciclocross sobre la estructura del pie en la altura del escafoides en posición sentada (mm), de pie (mm) y caída del navicular (mm). Grupo de corta distancia (SDG) (30 minutos) y grupo de larga distancia (LDG) (50 minutos). _____ **77**
- Figura 7.** (A), (B), (C) Pantallas con las imágenes 2D del pie derecho. (D) Pantalla con el modelo de pie 3D, que muestra las cuatro medidas por pie izquierdo y derecho de la ciclista (longitud del pie, circunferencia de la bola, ancho de la bola, circunferencia del empeine) obtenidas de la aplicación "Avatar3D Feet". _____ **81**
- Figura 8.** Fotografías que se toman para reconstruir el modelo del pie en 3D. (A) Posición sentada, (B) posición de pie. _____ **82**
- Figura 9.** Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de confianza del 95% entre el "test" y "re-test" en la posición sentada. _____ **86**
- Figura 10.** Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de confianza del 95% entre el "test" y "re-test" en la posición de pie. _____ **87**
- Figura 11.** Incremento en tanto por ciento entre las posiciones. Circunferencia del empeine (IG), longitud del pie (FL), circunferencia de la bola (BG) ancho de la bola (BW). * Significatividad mayor que la posición sentada ($p < 0.05$). _____ **88**

GLOSARIO DE SÍMBOLOS Y ABREVIATURAS

ANOVA	Análisis de la varianza
BW	Ancho de la bola
Pre	Antes
App	Aplicación móvil
2D	Bidimensional
BD	<i>Bird-dog</i> Modificado
cm	Centímetros
CyMO	Check yourMOtion
BG	Circunferencia de la bola
IG	Circunferencia del empeine
CCI	Coefficiente de correlación intraclase
CV	Coefficiente de variación
Post	Después
DE	Desviación estándar
DMD	Diferencia mínima detectable
ES	Error estándar
EEM	Error estándar de medición
Et al.	Et alius
η^2	Eta al cuadrado
GRF	Fuerzas verticales del suelo
°	Grados
°C	Grados centígrados
SDG	Grupo de corta distancia

LDG	Grupo larga distancia
IC	Intervalo de confianza
kg	Kilogramos
km	Kilómetros
bpm	Latidos por minuto
FL	Longitud del pie
\geq	Mayor o igual que
$>$	Mayor que
\leq	Menor o igual que
$<$	Menor que
mm	Milímetros
mm · s⁻²	Milímetros por segundo al cuadrado
min	Minuto
ND	<i>Navicular drop</i>
%	Porcentaje
ROM	Rango de movimiento
RIQ	Rango intercuartil
RFEC	Real Federación Española de Ciclismo
Re-	Repetición
rpm	Revoluciones por minuto
SLD	Peso muerto monopodal
d	Tamaño del efecto
3D	Tridimensional
FTP	Umbral de potencia funcional
UCI	Unión Ciclista Internacional

RESUMEN

OBJETIVO

El objetivo principal de este proyecto de tesis es analizar el comportamiento de la estabilidad del complejo lumbopélvico – cadera y la estructura del pie tras diferentes esfuerzos de ciclismo.

METODOLOGÍA

Se han desarrollado tres fases experimentales. En el **primer estudio**, treinta y una ciclistas de ruta de elite autoevaluaron su propia estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera con sus propios teléfonos inteligentes, antes e inmediatamente después de terminar la sesión de entrenamiento de intervalos de alta intensidad. Se valoraron el lado derecho, izquierdo y el valor promedio para cada prueba de ejercicio dinámico. En el **segundo estudio**, once mujeres ciclistas de ciclocross participaron en este estudio. Se midieron la altura del navicular en las posiciones sentada y de pie y caída del navicular antes e inmediatamente después de una competición nacional de ciclocross. En el **tercer estudio**, treinta y cinco ciclistas de ruta evaluaron su propio pie a través de la aplicación “Avatar 3D Feet” en dos ocasiones separadas por 10 minutos. Las variables circunferencia del empeine, longitud del pie, circunferencia y ancho de la bola fueron registradas en las posiciones sentada y de pie.

RESULTADOS

En el **primer estudio** hubo un efecto tiempo significativo en el rendimiento para las pruebas SLD y BD ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.137$), y las pruebas SLD y BD "post-test" se incrementaron con respecto a al "pre-test" a la sesión al 15% y 17%, respectivamente. En el **segundo estudio**, la altura del navicular en la posición sentada y la caída del navicular se alteraron en el lado no dominante de las ciclistas de ciclocross junior y élite ($p < 0.05$) cuando la duración de la carrera fue de 50 minutos. Sin embargo, no se detectaron diferencias significativas para estas variables cuando la duración de la carrera fue de 30 minutos ($p < 0.05$) con ciclistas jóvenes. En el **tercer estudio**, todas las variables dependientes mostraron valores de CCI de moderados a muy altos con CV bajos (<6%), sin evidencias de cambios significativos en ninguna de las variables.

CONCLUSIÓN

Los esfuerzos intensos que se producen en las disciplinas de ciclismo (una sesión con intervalos intensos en ciclismo de carretera sobre el rodillo y una competición de ciclocross de 50 minutos de duración) alteran significativamente la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera y la estructura del pie no dominante en mujeres ciclistas. La aplicación para teléfonos inteligentes "OCTOcore" resultó sensible a los cambios provocados por una sesión intensa de ciclismo y la aplicación "Avatar 3D Feet" resultó fiable para analizar la morfología del pie. De este modo, las aplicaciones móviles utilizadas en este proyecto resultaron ser herramientas útiles para que las propias ciclistas puedan detectar los cambios derivados por la práctica del ciclismo.

ABSTRACT

OBJECTIVE

The main objective of this thesis is to analyze lumbopelvic-hip stability and foot structure behaviors after different cycling efforts.

METHODS

Three experimental phases have been developed. **On the first study**, thirty-one elite female road cyclists were self-evaluated with her owns smartphones, before and immediately after finishing their training sessions. Right, left and composite were measured for each exercise test. **On the second study**, eleven female cyclocross riders participated in this study. A navicular height test in the sitting and standing positions and a navicular drop test were conducted before and immediately after a national cyclocross competition. **On the third study**, thirty-five female road cyclists assessed her own foot through the *Avatar3D Feet application* on two occasions separated by 10 minutes. Instep girth, foot length, ball girth, and ball width were registered in sitting and standing positions during the test and retest.

RESULTS

On the first study, there was a significant time effect on performance for both the SLD and BD tests ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.137$), and the SLD and BD

tests were increased with respect to the pre-test at 15% and 17%, respectively. **On the second study**, the navicular height in the sitting position and navicular drop were altered in the non-dominant side of the junior and elite cyclocross riders ($p < 0.05$) when the duration of the race was 50 minutes. However, no significant differences were detected for these variables when the duration of the race was 30 minutes ($p < 0.05$) with youth riders. **On the third study**, all dependent variables showed ICC range values from moderate to very high with low CV's ($< 6\%$), evidencing no significant changes in any variable.

CONCLUSION

The intense efforts that occur in cycling disciplines (an intense cycling training session and a 50-minute cyclocross competition) produces alterations in the lumbopelvic – hip complex stability and the foot structure of the non-dominant foot in female cyclists. The OCTOcore application demonstrated that it was a sensitive tool in detecting these changes caused by an intense cycling session. The Avatar3D Feet application is a reliable for assessing the foot structure. In this way, the mobile applications are easy-to-use tools so that the cyclists themselves can detect the changes derived from the practice of cycling.

INTRODUCCIÓN

EL DEPORTE CICLISTA

El ciclismo es uno de los deportes más populares en todo el mundo [1,2]. La Real Federación Española de Ciclismo (RFEC) entiende por ciclismo toda manifestación que, en carretera, campo a través, pista o cualquier otro tipo de entorno abierto o cerrado, incluido el formato virtual y/o electrónico, se practique sobre una bicicleta [3].

La Unión Ciclista Internacional (UCI) dirige y desarrolla todas las disciplinas de este deporte a nivel mundial. Éstas se clasifican en disciplinas olímpicas (carretera o ruta, pista, montaña, ciclismo adaptado o paraciclismo y BMX) y no olímpicas (ciclocross, trial o ciclismo en sala). Asimismo, la UCI regula y controla el desarrollo de las competiciones internacionales de todas sus disciplinas, el material permitido, los equipos y los ciclistas que pueden tomar parte en estas pruebas [4]. Además, determina y gestiona las categorías de los deportistas con licencia ciclista en función de la edad y el sexo (Tabla 1), a la vez que delega en las federaciones nacionales la responsabilidad de la gestión de la categoría joven en todas sus disciplinas a excepción del BMX y ciclismo adaptado.

Tabla 1. Categorías que se establecen en el deporte ciclista[4].

Categoría	Edad	Federación responsable de su gestión
Joven (hombres / mujeres)	16 años y menores (excepto en BMX y ciclismo adaptado)	Federación nacional
Junior (hombres / mujeres)	17 y 18 años	UCI
Sub 23 (hombres / mujeres)	De 19 a 22 años (a menos que se disponga lo contrario en la normativa UCI)	UCI
Élite (hombres / mujeres)	A partir de 23 años	UCI
Máster (hombres / mujeres)	A partir de 30 años sin pertenecer a un equipo UCI (a menos que se disponga lo contrario en la normativa UCI)	UCI
Paraciclista (hombres / mujeres)	En función del grado y naturaleza de su discapacidad.	UCI
Ciclismo para todos	Ciclismo no competitivo	UCI

En España, el ciclismo es una de las actividades deportivas más practicadas y uno de los deportes con mayor número de licencias federativas (75638 licencias en el año 2020, de las cuales, el 6.66% corresponden a mujeres [5]). Atendiendo a la temática que compone el presente proyecto de tesis nos centraremos en las categorías femeninas de las disciplinas de carretera o ruta y de ciclocross.

LA COMPETICIÓN CICLISTA

De manera global, la mayoría de las competiciones de las disciplinas del ciclismo se caracterizan por una interacción directa y simultánea entre los oponentes que buscan ser los primeros en cruzar la línea de meta o recorrer una

distancia fija en el menor tiempo posible [6,7]. En función de la disciplina, la competición varía entre pruebas con salida masiva y pruebas con salida individual [6]. Asimismo, el calendario de competiciones se divide por disciplinas y categorías. Éste podrá estar compuesto por pruebas internacionales (mundiales y continentales), que son reguladas por la UCI (a excepción de las pruebas UCI “*WorldTour*” que se regulan por el consejo de ciclismo profesional), por pruebas nacionales que son responsabilidad de la federación nacional y pruebas autonómicas que son reguladas por las federaciones autonómicas. Cada disciplina tiene su propio calendario y la posibilidad de participar en estas competiciones está condicionada al nivel de los equipos y la categoría de los ciclistas.

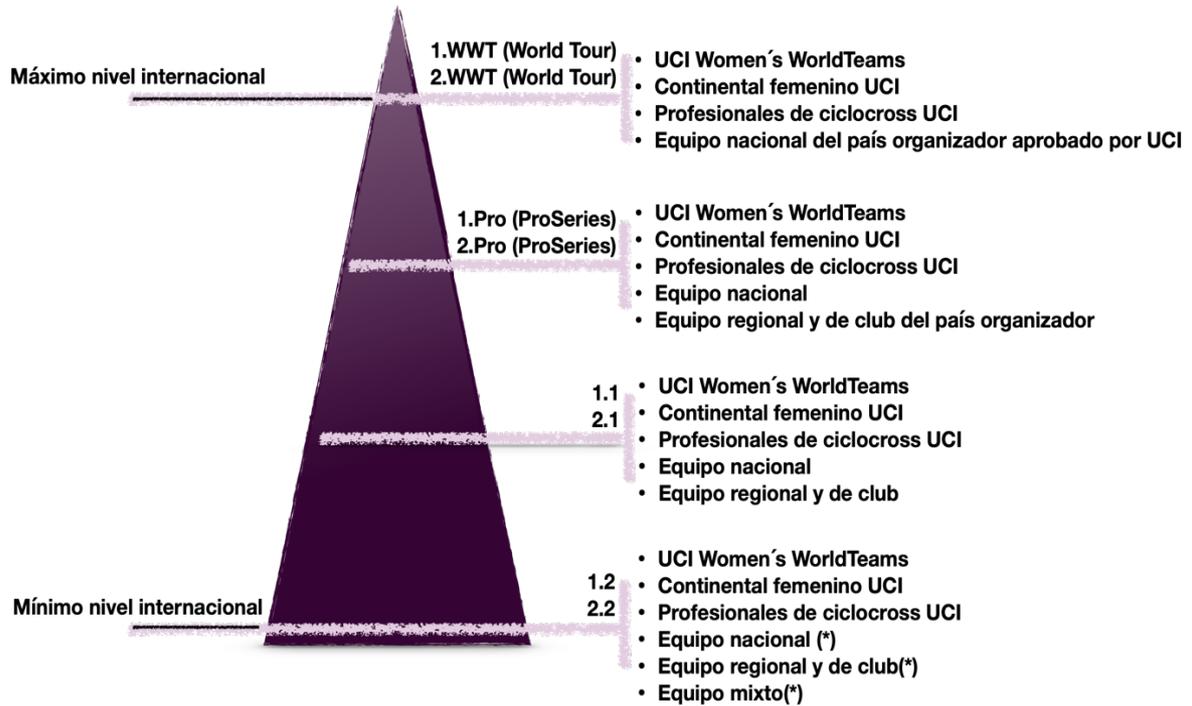
LA COMPETICIÓN DE CARRETERA O RUTA

El recorrido de la competición del ciclismo en carretera o ruta se desarrolla sobre carriles pavimentados accesibles al tráfico rodado, salvo aquellas pruebas que la federación deportiva apruebe incluir caminos sin pavimentar seguros para el desarrollo de la competición [4]. Asimismo, a lo largo de ésta, el recorrido puede transcurrir sobre una orografía variada, constituyendo pruebas más llanas o montañosas [8,9].

El calendario de competición contempla pruebas de un día o por etapas con diferentes distancias en función de la categoría de la prueba y de los participantes. Éstas se clasifican en pruebas en línea, contrarreloj individual o contrarreloj por equipos [4].

En este sentido, la estructura de la competición y el rendimiento de las ciclistas [10–12], ha ido evolucionando en los últimos años. En 2016, la UCI estableció la serie “*Women’s WorldTour*” (Figura 1) como evolución a la tradicional Copa del

Mundo Femenina de Ruta, que durante casi dos décadas (1998 – 2015) fue la competición más importante del calendario internacional y sobre la que versa la poca evidencia científica existente sobre el ciclismo femenino [12].



(*) Se permite la participación de mujeres junior de 2º año con autorización de la Federación Nacional

Figura 1. Niveles de las competiciones incluidas en el calendario internacional de mujeres élite y niveles de equipo que pueden participar en estas pruebas. Adaptado de [4].

En la disciplina de carretera, la UCI establece el calendario internacional de la competición femenina para las categorías junior, sub23 y élite (Figura 1), mientras que la RFEC regula las pruebas del calendario nacional y de la categoría joven (denominada, en España, categoría cadete) (Tabla 2).

Tabla 2. Distancia de las pruebas para las categorías de mujeres. [3,4]

Categoría	Distancia máxima en pruebas de 1 día
Cadete (RFEC)	60km
Junior (UCI)	80km
Sub23 (UCI)	160km
Élite (UCI)	160km (WWT) / 140km (1.Pro; 1.1; 1.2)

En las categorías sub23 y élite, las mujeres participan en carreras de un día con una distancia máxima de 160kms y/o carreras por etapas con una duración máxima de 10 días de competición, como es el caso del “Giro d’Italia Internazionale Femminile” [11].

En general, la competición femenina implica una menor duración que la masculina y una táctica de carrera más agresiva [13]. Además, si se tiene en cuenta las diferencias fisiológicas entre hombres y mujeres, la posibilidad de extrapolar los resultados de la investigación masculina a la categoría femenina se ven muy limitados [13] lo que sustenta la necesidad de investigar más en campo de la mujer ciclista.

LA COMPETICIÓN DE CICLOCROSS

El ciclocross es una disciplina que comparte algunas de sus características del ciclismo de montaña y de ruta. En ésta los ciclistas compiten de forma simultánea y la interacción con los oponentes influye en la dinámica de la carrera

[14]. Las características de la propia competición requieren que el ciclista tenga una combinación de habilidades propias del ciclismo de carretera, de BTT y habilidades de carrera a pie [14].

La duración de la competición está regulada por la federación competente ajustándose a la clase del evento, la categoría de los ciclistas y su sexo (Tabla 3).

De acuerdo con el reglamento UCI, el recorrido de ciclocross debe ser un circuito cerrado de una longitud mínima de 2.5 km y máxima de 3.5 km, de los cuales al menos el 90% se pueden recorrer en bicicleta [4]. El circuito puede estar compuesto por tramos con superficies alternas que varían desde carretera, campo, caminos forestales, praderas y, además, incluir un máximo de seis obstáculos artificiales (tablones, escalones, arenales no naturales, etc.) ubicados en puntos muy específicos a lo largo del recorrido [4]. Sobre este circuito, cada categoría deberá completar un total de vueltas que vendrá limitado por la duración total permitida para la categoría (Tabla 3) [4].

Tabla 3. Duración de las pruebas para las categorías de mujeres [3,4].

Categoría	Duración
Cadete	30 minutos.
Junior / Máster	40 minutos.
Sub23	45 minutos.
Élite mujeres	50 minutos (excepto cuando las mujeres de categoría junior, sub23 y élite compiten de forma conjunta que la duración total será de 45 minutos).

Las características del circuito y la ubicación de los obstáculos artificiales provocan cambios en el ritmo de carrera [4] y fuerzas resultantes impredecibles que son absorbidas por el ciclista mientras adopta diferentes posiciones sobre la bicicleta [15,16]. A veces, los obstáculos y/o las condiciones climatológicas obligan a los ciclistas a desmontarse, cargar o empujar su bicicleta mientras corren o saltan y luego volver a montar. Estas habilidades diferencian al ciclocross de cualquier otra disciplina del ciclismo [14,15,17], por lo que los estudios existentes sobre otras disciplinas de este deporte no son suficiente para abordar el ciclocross desde el conocimiento científico.

En la actualidad existe muy poca literatura científica sobre esta disciplina. Sin embargo, **Bossi et al. (2018)** [14], estudiaron y compararon las estrategias de ritmo que adoptaron hombres y mujeres en los Campeonatos del Mundo de ciclocross durante cinco temporadas (2012 - 2016) y concluyeron que era complejo establecer un patrón estratégico en esta disciplina. Además, la posición en la parrilla de salida, así como la toma de decisiones en las primeras vueltas podrían ser factores influyentes en el resultado final, debido a que en estas primeras vueltas se pueden generar congestiones en el circuito que dificultan los adelantamientos o la circulación por las mejores trazadas del recorrido. En cualquier caso, detectaron que existían diferencias, pero no estadísticamente significativas, en las pruebas de la temporada 2016 entre las estrategias adoptadas entre hombres y mujeres, de manera que las mujeres incrementan su intensidad a partir de la mitad de la competición y los hombres optaban por incrementarla en la primera mitad de la prueba [14].

FACTORES QUE INFLUYEN EN EL RENDIMIENTO CICLISTA

Tradicionalmente, los factores de rendimiento en el ciclismo han sido abordados desde un paradigma reduccionista, aislando y analizando los componentes en laboratorios o en situaciones de contrarreloj individual para reducir las variables perturbadoras. No obstante, se ha demostrado que las pruebas de laboratorio proporcionan un modelado preciso del rendimiento [18]. Los principales componentes estudiados se han clasificado en factores fisiológicos, biomecánicos, nutricionales, aerodinámicos y físicos [6,19–21]. En este sentido, atendiendo a la revisión de **Jeukendrup y Martín (2001)** [22], el rendimiento en el ciclismo es el resultado de la interacción entre la producción de energía mecánica (factores fisiológicos) y la demanda de energía (factores mecánicos y ambientales). Asimismo, estos autores establecen una clasificación más amplia sobre los parámetros que pueden afectar al rendimiento deportivo, diferenciando entre factores internos (el entrenamiento, entrenamiento en altura, la nutrición, etc.) y factores externos (la masa corporal, la masa de la bicicleta y la aerodinámica, etc.) [22].

Con la finalidad de ampliar y mejorar la comprensión del rendimiento ciclista, **Phillips y Hopkins (2020)** [6] establecen un enfoque más particular e incluyen los factores contextuales propios de la competición (interacción con los oponentes, condiciones ambientales, estructura de la competición, condiciones socioculturales y económicos).

FACTORES BIOMECÁNICOS

Desde la perspectiva biomecánica y el propio reglamento UCI, el ciclismo es considerado como un deporte de propulsión [23] en el que el ciclista, a través de los pedales, aplica una fuerza necesaria a la bicicleta en busca de una potencia de salida determinada para desplazarse [24,25].

El rendimiento del sistema ciclista – bicicleta dependerá del equilibrio entre las variables cinemáticas (movimiento) y las variables cinéticas (las fuerzas que aceleran y deceleran el sistema). Asimismo, la modificación de alguna de estas variables afectará sobre las otras [23].

VARIABLES CINEMÁTICAS DURANTE EL PEDALEO

El ciclismo es un deporte con ciertas restricciones cinemáticas [26] debido a que el sistema ciclista – bicicleta tiene tres puntos de contacto muy definidos (manos – manillar, pelvis – sillín y pies – pedales) [27].

El análisis cinemático de las extremidades inferiores durante el pedaleo es uno de los campos que más interés ha captado en la investigación, en busca de la optimización del rendimiento deportivo y/o la prevención de lesiones [28,29]. Sin embargo, la comparación entre estudios es limitada, debido a la aplicación de diferentes modelos de análisis, así como la influencia de una gran multitud de variables que pueden alterar la cinemática del pedal y de la extremidad inferior [23].

No obstante, para comprender el movimiento circular que las extremidades inferiores reproducen durante la propulsión de la bicicleta, la literatura científica describe y modela el cuerpo humano en segmentos corporales rígidos y los ángulos

de las articulaciones implicadas en el pedaleo [30]. Estas filmaciones se realizan principalmente en el plano sagital [23,30], posiblemente porque es el plano en el que se genera la mayor parte del movimiento y energía [31].

Este modelo corporal sirve a los investigadores y profesionales del deporte como referencia externa de la longitud de los músculos durante el ciclo de pedaleo, que influye en la producción de la fuerza aplicada a los pedales [30].

Sin embargo, no existe un modelo común del cuerpo humano que haya sido aplicado en todos los estudios publicados, especialmente en el análisis de la articulación del tobillo (Figura 2) y esto dificulta la comparación de la cinemática del pedaleo [23]. No obstante, los modelos descritos toman como referencia la biela y una de las extremidades inferiores para establecer una relación entre la cinemática de la biela y la extremidad inferior durante el pedaleo.

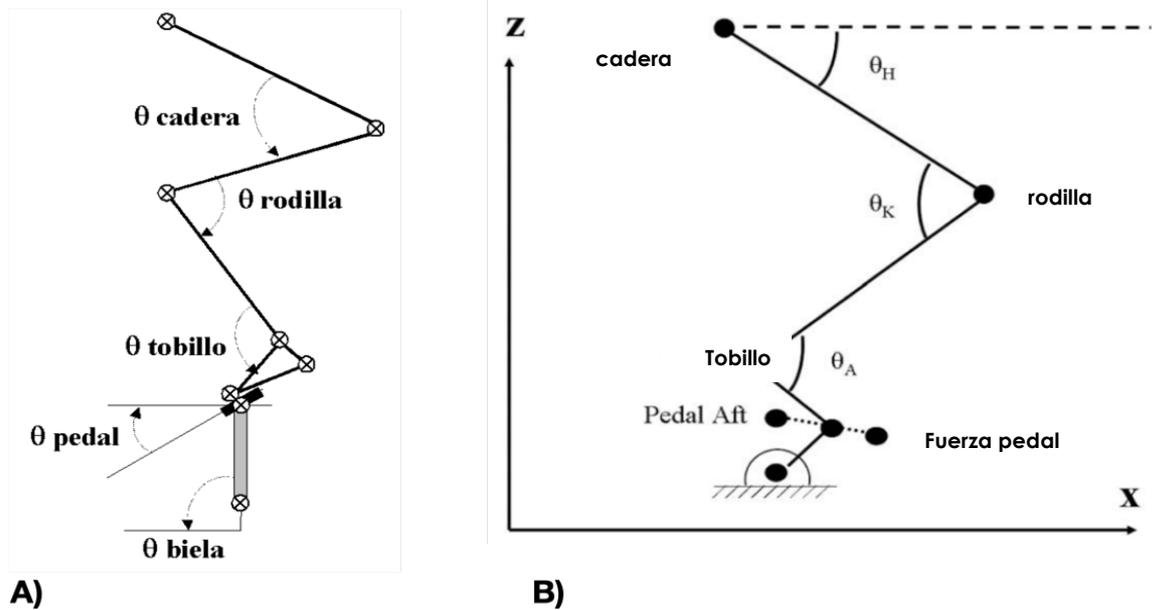


Figura 2. Diferencias en el modelo corporal del miembro inferior (cadera, rodilla, tobillo) y biela en el plano sagital. A) Modelo descrito por **García – López (2009)** [23]; B) Modelo descrito por **Bini et al. (2014)** [30].

CINEMÁTICA DE LA BIELA

La circunferencia queda delimitada por el giro de la biela y se divide en 8 fracciones de 45° cada una. Durante el ciclo, se destacan principalmente los ángulos 0° o punto muerto superior (PMS), en la cual la biela se encuentra en el punto más alto, en posición vertical; 90° o punto de máximo par (PMM), en el que la biela se posiciona en horizontal con el pedal adelantado; 180° o punto muerto inferior (PMI), posición en la que la biela se halla en el punto más bajo, en posición vertical; 270° , que se corresponde con la localización de la biela en posición horizontal con el pedal atrasado [23]. Teniendo como referencia estos ángulos, se

describen las dos fases que constituyen el ciclo pedaleo, una fase *propulsiva* o de *empuje* que recorre 180° desde el PMS al PMI y una fase de *recobro* o *tracción* que cubre los 180° restantes del ciclo, desde el PMI al PMS [32] (Figura 3).

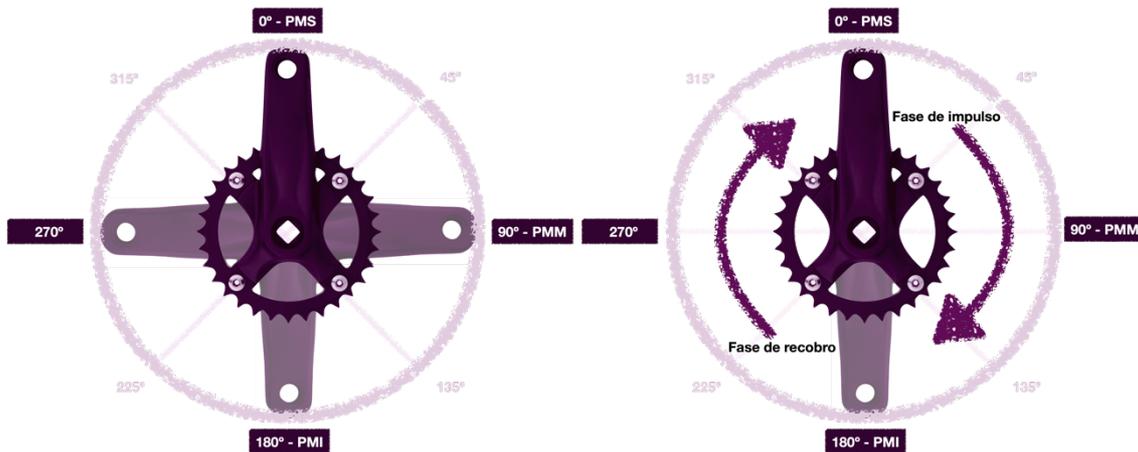


Figura 3. Fases del ciclo de pedaleo y cinemática de la biela analizando una sola pierna. Adaptado de **García – López (2009)** [23].

CINEMÁTICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR DURANTE EL PEDALEO

Tomando como referencia las dos fases anteriormente descritas que constituyen el ciclo de pedaleo, en la fase propulsiva se describe una extensión de las articulaciones de la cadera y la rodilla, mientras el tobillo reproduce una flexión dorsal en los primeros 90° que se transforma en una flexión plantar al final de la fase propulsiva [31]. Este comportamiento cambia en la fase de recobro, a partir del PMI, la cadera y la rodilla inician un movimiento de flexión mientras el tobillo vuelve hacia la flexión dorsal [33].

De manera más concreta, **García – López (2009)** [23] describe los ángulos máximos de flexión y extensión durante un ciclo de pedaleo completo en el plano sagital (Figura 4). Asimismo, este plano permite describir el rango de movimiento (ROM) de las articulaciones: tobillo (20° - 25°), rodilla (70° - 78°) y cadera (42° - 50°) y mostrar que la acción del pedaleo exige un mayor ROM de las articulaciones de la rodilla y la cadera [31].

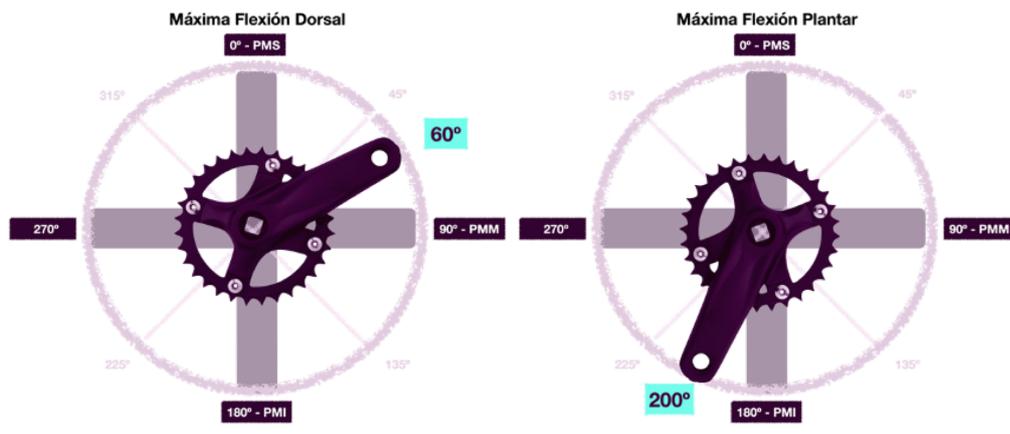
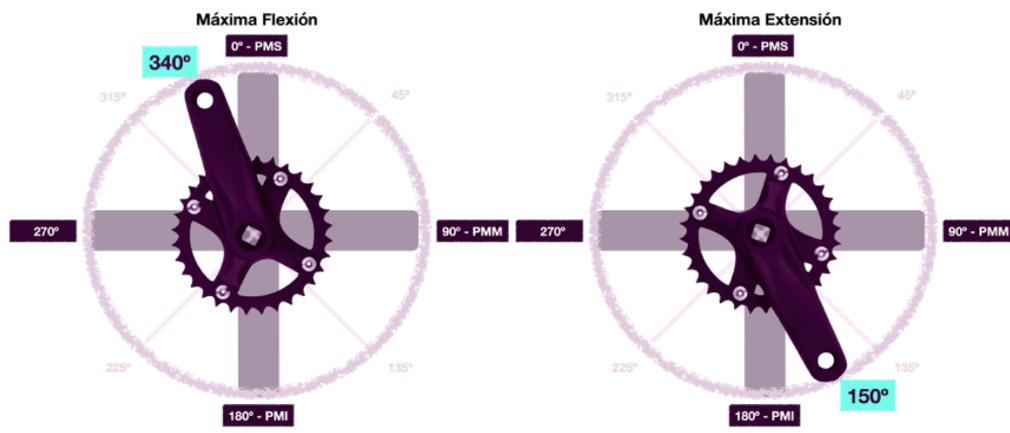
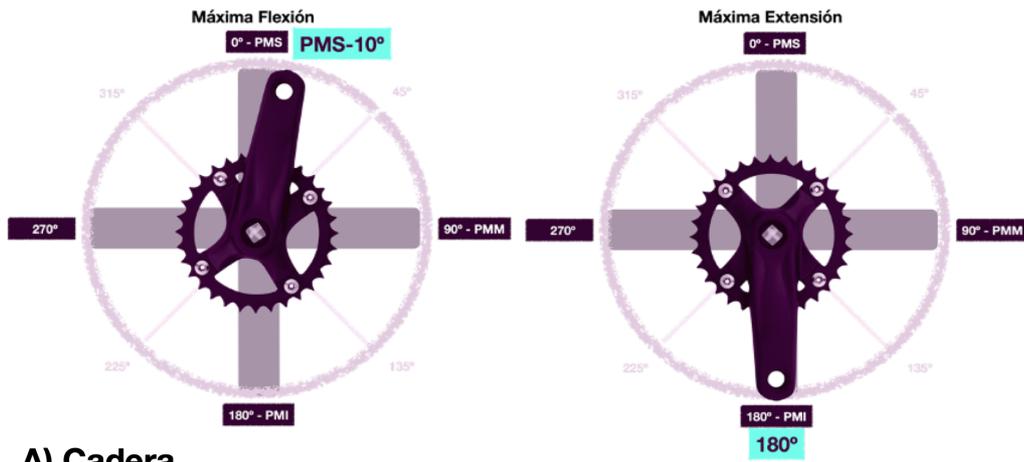


Figura 4. Ángulos máximos de flexión y extensión de las articulaciones de la extremidad inferior (A) cadera, (B) rodilla y (C) tobillo en relación con el ángulo de la biela en un ciclo completo de pedaleo. Adaptado de **García – López (2009)** [23].

El uso de diferentes modelos corporales empleados y la multitud de variables biomecánicas que influyen entre sí, pueden alterar los valores de flexión y extensión de la cadera y tobillo [23]. Además, los ángulos también están condicionados por la posición adoptada por el ciclista (agarre del manillar) y la altura del sillín determinarán el ángulo de flexión del tronco, y sensiblemente, este ángulo de la cadera influirá sobre el ROM de la rodilla [23]. Sin embargo, aunque estos modelos no influyen en el ROM del tobillo, éste varía en función del nivel de los ciclistas, que es mayor en ciclistas profesionales en comparación con ciclistas aficionados [23].

Al igual que la articulación del tobillo, los valores de flexión y extensión de la rodilla son poco sensibles al uso de diferentes modelos de análisis y esto permite la comparación entre estudios, demostrando que esta articulación influye en la económica y producción anaeróbica [34,35], así como su aplicación práctica en la configuración de la altura del sillín [23].

Tradicionalmente, los sistemas 2D han sido empleados en la valoración cinemática de la extremidad inferior, pese a ser considerados menos precisos que otros sistemas, como los 3D, al no permitir la medición en el plano axial [28], [36]. Sin embargo, en el plano sagital es donde se produce la mayor parte del movimiento y energía durante el pedaleo [37], lo que lo convierte en el plano más utilizado para el análisis cinemático angular [23]. Sin embargo, las valoraciones en el plano sagital no han resultado suficientes para analizar el comportamiento tridimensional de estas articulaciones [38–41], el estrés que soportan y su relación con posibles lesiones [23], lo que ha generado la necesidad de analizar en el frontal para demostrar que la rodilla ejecuta una mayor aducción (2 cm, se aproxima más hacia el cuadro de la bicicleta) que abducción (0.3 cm) y que el ROM es mayor en la pierna no dominante que en la pierna dominante cuando las intensidades de esfuerzo superan el 70% del VO₂máx [23] o el análisis tridimensional para detectar las

alteraciones que condiciones como la fatiga pueden producir en la cinemática del pedaleo, especialmente en los movimientos de inversión / eversión del complejo articular del tobillo [40,41].

En la actualidad, los sistemas de registro tridimensional (3D) y las unidades de medición inercial (IMU) están aportando un enfoque más científico al análisis del movimiento [28]. Asimismo, los sistemas 3D más asequibles están incrementando su popularidad entre la comunidad científica y profesionales del ciclismo [42]. No obstante, el uso los sistemas IMU en el ciclismo han presentado controversia en la validez de sus mediciones, teniendo que resolverse a través de diferentes métodos de calibración, ya que se registraban grandes errores debido a las perturbaciones en el campo magnético y grandes aceleraciones centrípetas durante el pedaleo [34,43].

De esta manera, todos los sistemas anteriormente citados son válidos y sensibles [44,45] en la descripción de los ángulos de extensión (ángulos positivos) y de flexión (ángulos negativos) de la extremidad inferior [23,40], pero no para analizar las alteraciones en otros planos.

CINEMÁTICA DEL TRONCO DURANTE EL PEDALEO

Se ha demostrado que la posición de la parte superior del cuerpo está relacionada con cambios en la activación de los músculos de las extremidades inferiores, la fuerza aplicada a los pedales [30], así como al confort del ciclista [46].

Durante la acción del pedaleo, el raquis mantiene una posición de flexión lumbar y torácica con una leve extensión moderada del cuello [47].

En este sentido, modificar alguno de los puntos de contacto, como el agarre del manillar [23,30] o el tipo de sillín [48,49], limitarán la posición del tronco del ciclista. Las disciplinas de carretera y ciclocross cuentan con un manillar que permite diferentes agarres (alto, medio, bajo) condicionando así los ángulos de flexión del tronco y la inclinación pélvica [30]. El estudio llevado a cabo por **Muyor (2015)** [49] comparó las diferencias en las curvaturas del raquis entre diferentes agarres del manillar (aerodinámico, bajo, medio y alto) y la posición de pie sobre el suelo a través de "Spinal Mouse" demostrando que la flexión torácica no difería sustancialmente entre los agarres bajo, medio y alto. Sin embargo, esta flexión era menor en la posición aerodinámica que en posición de pie sobre el suelo [49]. En el análisis de la curvatura lumbar, se detectó el paso de la lordosis lumbar en posición de pie a la cifosis lumbar en todas las posiciones (aerodinámico, bajo, medio y alto) cuando se encontraba sentado en la bicicleta, aún con mayor flexión lumbar cuando el agarre del manillar se alejaba más del sillín [49]. Estos hallazgos resultaron contrarios a los encontrados por **Bressel et al. (2003)** [48], quienes detectaron que el agarre del manillar y el tipo de sillín sí inferían en la flexión de tronco e inclinación pélvica. **Bressel et al. (2003)** [48] demostraron que la flexión del tronco y la inclinación pélvica aumentaban (11% y 77%, respectivamente) cuando la ciclista agarraba el manillar en la posición baja. Asimismo, detectaron que el ángulo de flexión del tronco era 1% mayor cuando se utilizaba un sillín de corte completo y se incrementaba la inclinación pélvica con el uso de los sillines de corte completo (16%) y corte parcial (8%) en comparación con el sillín estándar [48].

VARIABLES CINÉTICAS DURANTE EL PEDALEO

Las variables cinéticas se pueden clasificar en **fuerzas propulsivas** (*internas*: generadas por los músculos del ciclista y *externas*: las aplicadas a los pedales y bielas) y las **fuerzas resistivas** (de rozamiento cinético, rozamiento de rodadura, arrastre aerodinámico y la pendiente) [23].

Las fuerzas generadas por el ciclista requieren una coordinación eficiente de los músculos implicados [25] para producir y/o transferir una fuerza efectiva a los pedales [50,51]. La generación de la fuerza se lo atribuye a los músculos monoarticulares (glúteo mayor (GMax), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), tibial anterior (TA) y sóleo (SOL)) y el control de la dirección y transferencia de ésta a los músculos biarticulares (bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), recto femoral (RF), gastrocnemio medial (GM) y gastrocnemio lateral (GL) [52–54]. Del total de la fuerza aplicada a los pedales, solo el 40-60% se convierte en fuerza efectiva que propulsa el sistema ciclista – bicicleta [30]. Asimismo, la aplicación de la fuerza a los pedales fluctúa a lo largo de todo el ciclo de la biela, debido a que la activación neuromuscular se ve afectada por la variación de los ángulos de las articulaciones, los tipos de acción muscular, las longitudes y los brazos de palanca durante todo el ciclo la biela [30,53].

La investigación ha usado la electromiografía de superficie (EMG) para medir la coordinación en la activación muscular durante el pedaleo [50] y describir un patrón de activación que presenta alteraciones en respuesta a modificaciones fisiológicas (fatiga, intensidad del ejercicio), mecánicas (posición sobre la bicicleta, altura del sillín, cadencia de pedaleo) u otras variables biomecánicas que influyen sobre el rendimiento y la ergonomía en el ciclismo [51,55].

Durante el pedaleo, se ha demostrado una coactivación de los flexores y extensores de la rodilla. En este sentido, los vastos junto con el glúteo mayor son los principales motores en la acción del pedaleo, mientras que el RF se encarga de distribuir la energía en las articulaciones de la cadera y rodilla [52].

Si bien la EMG resulta ser una herramienta fiable para la medición de la activación muscular en sujetos altamente entrenados y se ha detectado que ciertos músculos como los vastos presentan una consistencia alta en los patrones de activación [52], los músculos GMax y RF presentan cierta variabilidad en el ritmo de activación [55]. En este sentido, en el estudio realizado por **Dorel et al. (2008)** [55], cada ciclista adoptó una estrategia personal de activación durante el pedaleo submáximo, especialmente en los músculos gastrocnemio lateral (GL), tibial anterior (TA) y sóleo (SOL).

Tabla 4. Valores promedio de los patrones de activación muscular durante un ciclo de pedaleo para los principales grupos musculares de la extremidad inferior [51]. Adaptado de **Ryan et al (1992)** [52].

Músculo	Función	Rango aproximado de activación (°)	Ángulo aproximado del pico máximo de activación (°)
Glúteo mayor	Extensor de la cadera	340 -	130
Vasto lateral	Extensor de la rodilla	300 -	130
Vasto medial	Extensor de la rodilla	300 -	130
Recto femoral	Extensor de la rodilla / flexor de la cadera	200 -	110
Sóleo	Estabilizador del tobillo	340 -	270
Gastrocnemio	Estabilizador del tobillo / flexor de la rodilla	350 -	270
Tibial anterior	Estabilizador y flexor del tobillo	0 -	360
Semimembranoso	Flexor de la rodilla	10 -	230
Semitendinoso	Flexor de la rodilla	10 -	230
Bíceps femoral	Flexor de la rodilla / extensor de la cadera	350 -	230
			110

CONFIGURACIÓN DE LA BICICLETA (“BIKE FITTING”)

La configuración de la bicicleta ha evolucionado desde el uso de fórmulas y métodos estáticos hasta los estudios cinemáticos tridimensionales, mapas de presión y sensores inerciales. Estos avances permiten la optimización del ajuste de la bicicleta buscando el confort, la producción de potencia, la estabilidad postural, la aerodinámica y/o el manejo de la bicicleta sin comprometer al ciclista a posibles lesiones [28,31]. Si bien la mayor preocupación en la investigación sobre la configuración de la bicicleta se ha centrado en la altura óptima del sillín, se ha demostrado que el manillar, las bielas y los pedales son componentes que deben tenerse en cuenta en el proceso de configuración como puntos de contacto entre el ciclista y la bicicleta [28].

En la actualidad, la evidencia científica desconoce la mejor configuración de la bicicleta para conseguir el equilibrio entre el rendimiento, la prevención de lesiones y el confort [42], debido a que en este proceso se debe tener en consideración un amplio número de variables tales como, cinemáticas, cinéticas, antropométricas y musculoesqueléticas o el historial de entrenamiento [31,56], tradicionalmente estudiadas en situaciones estables, alejadas de la realidad de este deporte [29]. Sin embargo, además de estas variables y tratando de aproximar esta configuración a un contexto real, se ha demostrado que la fatiga es una de las variables que más compromete al rendimiento deportivo y al riesgo de lesiones por sobreuso. Ésta influye sobre la activación muscular, que modifica los valores cinemáticos del miembro inferior y tronco durante el pedaleo [29,57–60]. En este sentido, **Pouliquen et al. (2021)** [39] y **Galindo-Martínez et al. (2021)** [29], demostraron que, para mantener un pedaleo simétrico en situaciones de fatiga, el ciclista hace movimientos compensatorios que pueden aumentar la incidencia lesiva. Esto los

llevó a afirmar que los protocolos de ajuste de la bicicleta se tienen que asemejar a las exigencias de la competición y provocar la aparición de la fatiga [29]. Para ello, se han utilizado diferentes protocolos, destacando principalmente pruebas de carga constante y pruebas incrementales [39]. Las pruebas de carga constante son empleadas para la medición de los efectos de la fatiga sobre factores fisiológicos, biomecánicos o neuromusculares, mientras que las pruebas incrementales estiman la potencia aeróbica máxima, combinan los efectos de la fatiga y los cambios en la producción de potencia. Asimismo, las pruebas incrementales han sido utilizadas para valorar los cambios en la solicitud de activación de ciertos grupos musculares y la alineación de los segmentos del miembro inferior para prevenir lesiones por sobreuso [39,50,61].

EVALUACIÓN MUSCULOESQUELÉTICA DEL CICLISTA

Determinar los límites anatómicos del movimiento de las articulaciones y la longitud de los músculos ayudará a determinar la posición que el ciclista puede adoptar sobre la bicicleta sin llegar a movimientos compensatorios que pueden incrementar el riesgo de lesión por sobreuso [31]. Teniendo en cuenta la cinemática descrita durante el pedaleo, el ciclismo exige un alto grado de flexión plantar del tobillo, flexión de la cadera, rodilla, lumbotorácica y extensión de cuello [31].

En este sentido, el reciente estudio llevado a cabo por **Moreno-Pérez et al. (2021)** [62], describe el ROM de las extremidades inferiores de ciclistas profesionales, detectando una restricción significativa en los ROM de flexión y extensión de la cadera, flexión de la rodilla y dorsiflexión del tobillo (Tabla 5). Asimismo, revelaron diferencias significativas entre lados dominantes (mayor ROM de flexión de la

cadera en la extremidad dominante) y entre sexos (las mujeres registraron mayores valores en flexión y rotación interna de la cadera y dorsiflexión del tobillo) [62].

Tabla 5. (°) Porcentaje de ciclistas con restricción de movimiento sobre los valores de corte informados previamente como clínicamente significativos; (#) diferencias significativas entre lado dominante y no dominante; (‰) diferencias significativas entre sexos [62].

Rango de movimiento (ROM)	Lado dominante		Lado no dominante		Diferencia media 95% IC
	Promedio (DE)	Restricción ^o	Promedio (DE)	Restricción ^o	
Hombres ciclistas					
Flexión de cadera (°)	87.0 (9.5)#§	17%	85.1 (9.4)#§	17%	0.5; 3.3
Extensión de cadera (°)	6.2 (8.8)	18%	5.8 (7.9)	18%	-0.8; 1.6
RI de cadera (°)	53.7 (10.5)§	0%	52.3 (10.4)§	0%	-0.7; 3.5
RE de cadera (°)	60.2(6.1)	0%	59.8 (6.5)	0%	-1.6; 1.9
Flexión de rodilla (°)	115.2 (16.6)	52%	115.9 (17.6)	45&	-3.0; 1.6
Dorsiflexión de tobillo (cm)	10.5 (3.5)§	38%	10.3 (3.5)§	42%	-0.4; 0.4
Mujeres ciclistas					
Flexión de cadera (°)	94.3 (11.2)#§	5%	92.7(11.4)#§	7%	0.1; 3.1
Extensión de cadera (°)	5.4 (9.8)	26%	5.7 (9.6)	23%	-1.6; 1.0
RI de cadera (°)	57.7 (9.5)§	0%	56.7 (10.0)§	0%	-0.9; 2.9
RE de cadera (°)	62.4 (5.4)	0%	62.5 (3.7)	0%	-1.6; 1.3
Flexión de rodilla (°)	119.6 (18.1)	43%	118.9 (16.8)	39%	-1.0; 2.4
Dorsiflexión de tobillo (cm)	11.6 (3.0)§	31%	11.6 (3.2)§	34%	-0.2; 0.5

Las variables antropométricas (longitud de brazos, piernas y torso) condicionan la configuración de la bicicleta, pero deben ir acompañadas de otras variables como la cantidad de tejido blando, las tuberosidades isquiáticas, la proporción relativa de la longitud del fémur a la tibia o el patrón motor del pedaleo del ciclista y por supuesto la alineación esquelética [31]. En el ciclismo, las alteraciones esqueléticas como, por ejemplo, la alineación tibial o estructura del pie potencian la modificación cinemática del pedaleo, lo que en ocasiones puede derivar en lesiones por uso excesivo [31,63].

Si bien la evidencia científica ha demostrado la importancia que estas valoraciones tienen para establecer una correcta configuración de la bicicleta, también ha manifestado la importancia de incluir estrategias para mejorar los patrones de reclutamiento neuromotor durante el pedaleo [31], mejorar la resistencia y la fuerza de los músculos implicados [63].

LESIONES EN EL CICLISMO

Pese a la amplia literatura científica existente sobre el ciclismo, existen pocos estudios sobre la epidemiología. Los principales hallazgos se centran en cuestionarios retrospectivos sobre muestras masculinas y posiblemente, la controversia en la acepción de lesión deportiva entre esta población y la mayor tolerancia al dolor detectada en los ciclistas de más experiencia no permiten esclarecer los mecanismos lesivos [64], ni estrategias preventivas con una base científica efectiva [30].

Atendiendo a diversos estudios, las abrasiones, laceraciones, contusiones, fracturas, dislocaciones y esguinces son las lesiones agudas más frecuentes y son provocadas principalmente por caídas [65,66]. En el estudio realizado por **Mellion et**

al. (1991) [65], la mano, antebrazo, hombro, tobillo y parte inferior de la pierna son las zonas más afectadas. Por otro lado, **Bernardo et al. (2012)** [67], en un estudio más reciente llevado a cabo con 51 ciclistas profesionales durante 4 años, concluyeron que la fractura de clavícula fue la lesión por traumatismo con mayor incidencia y que las lesiones por traumatismo (48.5%) tenían una incidencia similar a las lesiones por sobreuso en los miembros inferiores (51.5%).

En este sentido, el elevado volumen de horas sobre la bicicleta conlleva una ejecución repetitiva del gesto técnico de pedaleo y la falta de equilibrio mecánico musculoesquelético, los posibles desajustes de la bicicleta y de sus componentes, se convierten en potenciales mecanismos lesivos. **Wanich et al. (2007)** [68], clasifican los mecanismos lesivos en factores internos (inherentes al ciclista: forma física, alineación anatómica de las extremidades inferiores, etc.) y factores extrínsecos (externos al ciclista: equipamiento, la técnica de conducción, el entrenamiento etc.).

Las lesiones por sobreuso más frecuentes se localizan en la rodilla [67,69-71] y la espalda [69,72,73].

La parte anterior de la rodilla es la región anatómica con una de las mayores incidencias de lesiones (40-60%) en el ciclismo [67,69,70]. El dolor de rodilla ha mostrado altas tasas de dolor percibido durante el ciclismo (15,6; IC del 95% [12,9-18,2%]) y después de su práctica (11,6; IC del 95% [9,3 -14,0%]) (15,6 - 95%) [64]. El riesgo de este tipo de lesiones es multifactorial. Por un lado, puede deberse a factores extrínsecos, en particular a los ajustes de los componentes y el tipo de bicicleta; por otro lado, experiencia [74], inclinación lateral excesiva, déficit de fuerza de los glúteos, pronación excesiva del pie [75] o anomalía (antepié y retropié en varo y valgo) en la anatomía del pie o articulación subastragalina se consideran

aspectos intrínsecos clave que conducen al desarrollo de complicaciones de la rodilla [61,76].

Posiblemente, la población femenina tiene mayor riesgo de padecer dolor femorrotuliano [77,78] debido a las fluctuaciones hormonales (estrógenos, progesterona y relaxina) como consecuencia del ciclo menstrual, especialmente en las fases ovulatoria y lútea tardía [79], que pueden alterar la rigidez de estructuras tendinosas [80], así como a alteraciones del reclutamiento de unidades motoras del vasto medial y vasto medial oblicuo [79]. De forma general, se ha detectado que la población femenina presenta un déficit en el desarrollo del glúteo mayor y glúteo medio frente a un mayor desarrollo de la musculatura del cuádriceps y un mayor déficit del control motor del raquis en comparación con los hombres [81,82].

La espalda es otra de las regiones anatómicas de la que más se aquejan las ciclistas. El ciclismo, conlleva una posición de flexión y rotación lumbar y flexión torácica que reiterada en el tiempo puede desatar el dolor o molestias en la espalda. En este sentido, la posición de la pelvis es fundamental en el ángulo lumbar durante el pedaleo, especialmente en las valoraciones cinemáticas con ciclistas que presentan dolor lumbar [30]. Atendiendo a esto, la posición más habitual adoptada por mujeres ciclistas se caracteriza por una mayor inclinación anterior pélvica con una mayor distribución de presiones sobre la zona anterior del sillín o nariz que se compensa con una posición de las manos sobre la parte baja ("drop") del manillar [30,83], lo que puede potenciar el dolor de espalda [47]. Además de la posición adoptada, el déficit en la estabilidad lumbar y una incorrecta configuración de la bicicleta, pueden condicionar a una mayor incidencia de lesión en la ciclista [71-73,75,84,85].

Debido a la alta incidencia registrada en las lesiones por sobreuso en el ciclismo, estudiar en profundidad los puntos de contacto (pies, pelvis y manos) del ciclista con la bicicleta puede contribuir a las propuestas de estrategias que ayuden a un mayor confort, reducir lesiones y/o contribuir al rendimiento deportivo.

EL PIE

El pie es una estructura compleja y flexible que tiene la capacidad de deformarse para adaptarse a diferentes terrenos y transmitir adecuadamente las fuerzas a la superficie de contacto, y así, lograr eficiencia en el equilibrio y propulsión [86–92].

El pie está compuesto por tres arcos: arco longitudinal medial, arco longitudinal lateral y arco transversal [93,94]. Estos arcos están formados por los huesos metatarsianos y tarsales que se encuentran reforzados por tendones y ligamentos del pie [94]. El arco longitudinal medial es el más alto de estos arcos y los huesos, las estructuras ligamentosas y su fascia plantar crean la base elástica y adaptable que funciona como soporte de todo el cuerpo [94]. En este sentido, la fascia plantar ayuda en el soporte de los arcos y tiene su origen en el tubérculo medial de la cara anteromedial del calcáneo y avanza anteriormente para dividirse en cinco bandas que se insertan cada una en un dedo [95].

Estructura osteoarticular

El arco longitudinal medial está compuesto por el calcáneo, astrágalo, escafoides o navicular, los tres cuneiformes y los tres primeros metatarsianos [94].

Formando el retropié, los huesos astrágalo y calcáneo constituyen la articulación subastragalina que, a su vez, se articula con la parte proximal del escafoides o navicular, reconocida como la parte más débil del arco [94].

Asimismo, en el mediopié, la parte distal del escafoides o navicular se articula con las porciones proximales del tres cuneiformes y éstos hacen lo propio con los tres primeros metatarsianos, formándose una articulación importante para la estabilidad, la articulación de Lisfranc, formada por el cuneiforme medial y el segundo metatarsiano [93,94]. En el antepié, se encuentran los metatarsianos, las falanges y los huesos sesamoideos, los cuáles contribuyen a la distribución de la presión plantar [96].

Estructura ligamentosa

Los ligamentos calcaneonavicular plantar (ligamento de resorte), el deltoides, el astragalocalcáneo medial, el interóseo astragalocalcáneo, el tendón tibial posterior y la aponeurosis plantar estabilizan el arco y el mediopié [94].

El ligamento de resorte refuerza la articulación formada por el astrágalo y el escafoides, proporcionando la elasticidad y preservando la estructura del arco longitudinal medial [93,94].

El ligamento de Lisfranc conecta el cuneiforme medial con el segundo metatarsiano [94].

Estructura muscular

Los músculos del pie, ayudados por la fascia plantar, desempeñan una función de sostén de la estructura del pie e influyen en la forma de éste. Asimismo, estos músculos transmiten la tensión muscular hacia todo el cuerpo y hacia la superficie de apoyo [97].

La estructura muscular se divide en músculos extrínsecos (origen fuera del pie, pero cruzan la articulación del tobillo, actúan sobre la articulación del complejo pie – tobillo y ayudan a la posición del pie) y los músculos intrínsecos (origen e inserción en los propios huesos del pie y actúan solo dentro del pie) [97,98] (Tabla 6).

Tabla 6. Organización de los músculos que actúan sobre el pie [97].

Extrínsecos	Función	Intrínsecos	Función
Peroneo largo	<ul style="list-style-type: none"> •Eversión del pie. •Flexión plantar. •Soporte del arco transversal del pie. 	<ul style="list-style-type: none"> •Extensor corto de los dedos. 	<ul style="list-style-type: none"> •Extensión de los dedos.
Peroneo corto	<ul style="list-style-type: none"> •Eversión del pie. •Flexión plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Interóseos dorsales. 	<ul style="list-style-type: none"> •Abducción las articulaciones metatarsofalángicas.
Tercer peroneo	<ul style="list-style-type: none"> •Eversión del pie. •Flexión plantar. •Abducción del pie. 	<ul style="list-style-type: none"> •Extensor hallucis corto. 	<ul style="list-style-type: none"> •Extensión del primer dedo.
Tibial anterior	<ul style="list-style-type: none"> •Eversión del pie. •Flexión plantar. •Flexión dorsal. •Inversión del pie. 	<ul style="list-style-type: none"> •Abductor hallucis. •Flexor corto de los dedos. 	<ul style="list-style-type: none"> •Abducción el primer dedo. •Flexión del segundo al quinto dedo.
Tibial posterior	<ul style="list-style-type: none"> •Inversión del pie. •Aducción del pie. •Flexión plantar. •Supinación del pie. 	<ul style="list-style-type: none"> •Abductor digital menor. 	<ul style="list-style-type: none"> •Abducción el quinto dedo.
Extensor largo de los dedos	<ul style="list-style-type: none"> •Extensión del segundo al quinto dedo. •Flexión dorsal. 	<ul style="list-style-type: none"> •Cuadrado plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Ayuda en la flexión de las falanges distales.
Flexor largo de los dedos	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión del segundo al quinto dedo. •Flexión plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Lumbricales. 	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión de las articulaciones metatarsofalángicas. •Extensión de las articulaciones interfalángicas.
Flexor hallucis longus	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión del primer dedo. •Flexión plantar. •Supinación del pie. 	<ul style="list-style-type: none"> •Flexor hallucis corto. 	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión del primer dedo.
Gastrocnemio	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Cabeza oblicua y transversal del aductor del primer dedo. 	<ul style="list-style-type: none"> •Aducción el primer dedo.
Sóleo	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Flexor del quinto dedo. •Interóseo plantar. 	<ul style="list-style-type: none"> •Flexión del quinto dedo. •Aducción de los dedos.

EL ARCO PLANTAR, ESTRUCTURA Y FUNCIONALIDAD

Atendiendo a la evidencia científica, existe una asociación entre la funcionalidad del pie y su propia estructura [99,100]. El arco longitudinal medial es una región de carga importante del pie y muy sensible al tipo de pie [100]. En este sentido, la curva plantar vendrá definida por el equilibrio entre las fuerzas que tienden a aplanar este arco y las que tienden a sostenerlo, tales como los músculos y ligamentos plantares de los flexores del tobillo, los extensores de los dedos, los extensores del tobillo y los flexores de los dedos [87,92].

En la literatura científica [101–103], la morfología de la curva plantar viene derivada de la alineación y de la altura del arco [100] y se reconoce como un predictor de la funcionalidad del pie, ya que la variabilidad de este arco podrá determinar la adaptación del pie a la superficie de apoyo o a las situaciones nuevas que se dan en el deporte [87,106].

En este sentido, el arco va a ser decisivo para clasificar el tipo de pie. El tipo de pie es una descripción morfológica que combina las diferencias estructurales en la alineación y la altura del arco [99]. De esta manera, el pie cavo se reconoce como aquel que presenta una curva plantar acentuada. Éste puede asociarse con una retracción de los ligamentos plantares o una contractura de los músculos plantares como déficit de los músculos flexores del tobillo [87]. El pie que muestra un aplanamiento de su curva plantar se identifica como *pie plano* y puede ser causado por un déficit de las formaciones ligamentosas o músculos plantares o por un tono excesivo de los músculos anteriores o posteriores tobillo [87]. Más concretamente, **Van Boerum et al. (2012)** [92], señalaron que la obesidad, la excesiva tensión del tríceps sural, o la disfunción del tendón tibial posterior, de la fascia plantar o de otros ligamentos plantares de soporte, puede ser los principales

factores de deformación o colpaso del arco y propusieron que la mejorara del equilibrio de las fuerzas que actúan sobre el arco podrían reducir las posibilidades de colapsos o deformaciones.

Xiao et al. (2020) [103], compararon mediciones morfológicas del pie en posiciones de pie y sentado (longitud del pie, ancho de pie, longitud truncada del pie, altura del navicular, altura del dorso al 50% de la longitud del pie e índice de altura del arco con los valores de fuerza de los músculos del pie (músculos flexores de los dedos del pie y músculos flexores de la articulación metatarsofalángica) para establecer posibles relaciones entre ellos. Los hallazgos de este estudio dilucidaron que una mayor longitud y ancho de pie podrían tener un mayor brazo de fuerza durante la flexión del primer dedo, aumentar el momento de flexión del pie y generar una mayor fuerza. Por otro lado, una disminución de la altura del arco podría provocar una mayor fuerza flexora. **Saeki et al. (2015)** [107], concluyeron que la caída del navicular se correlacionó con la fuerza de los músculos de la articulación metatarsofalángica en la flexión plantar, donde los músculos intrínsecos del dedo del pie son capaces de ejercer fuerza y contribuir a la formación del arco longitudinal medial. La alteración del arco del pie podría tener un tremendo impacto en los deportes de resistencia ya que el cambio en la postura del pie, provocado por una disminución en la altura del arco longitudinal medial, puede ser considerado un factor de riesgo de lesión del tendón rotuliano o dolor femorrotuliano en deportes como el atletismo o el triatlón [108–110].

RELACIONES ENTRE EL PIE, EL MIEMBRO INFERIOR Y EL COMPLEJO

LUMBOPÉLVICO – CADERA

Si bien la estructura lumbopélvica es considerada [111–113] como la base desde la que se transfiere la fuerza a los segmentos distales, y un elemento clave en la carga articular soportada, esta interacción ha sido estudiada desde dos perspectivas, la proximal – distal y la distal – proximal, con el objetivo de esclarecer la reacción en cadena que ocurre entre el pie y la pelvis [114].

Desde la perspectiva distal – proximal, la alineación del pie condiciona a la alineación de la extremidad inferior y la pelvis [115,116]. Se ha demostrado que la supinación del pie se combina con la rotación externa de la tibia en bipedestación, en la marcha y en la carrera [114,115] y la pronación estática está fuertemente acoplada con la rotación interna de la tibia y con mayor carga en la articulación de la rodilla, especialmente en deportes como el atletismo [117] y a su vez, esta rotación tibial provoca rotaciones de la cadera en el plano transversal [114,118,119].

Desde la visión proximal - distal, muestran que la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera tiene una función importante en los patrones normales de movimiento de las extremidades inferiores [90]. Estos enfoques ayudan a entender las teorías sobre las vías anatómicas de [120,121] sobre la continuidad de las líneas fasciales entre las extremidades superiores e inferiores, así como la posible relación de los músculos plantares intrínsecos del pie, con la función del propio pie y con toda la cadena biocinemática de la parte superior del cuerpo [121]. Diversos autores han demostrado que el arco de pie está relacionado con la resistencia de los músculos centrales laterales, concretamente los sujetos con arco plantar plano tienen una reducción significativa de la resistencia de los músculos centrales laterales, asociado a la debilidad de los abductores de la cadera [120,122].

LA ESTABILIDAD DEL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO-CADERA

Este complejo es como una caja muscular compuesta por los músculos abdominales en la cara anterior y laterales, los músculos paraespinales y glúteos en la cara posterior (espalda), el diafragma en el techo y el suelo pélvico y músculos de la cintura en la base de ésta [123,124].

Desde un punto de vista clínico, el complejo lumbopélvico – cadera permite mantener la columna dentro de sus límites fisiológicos, preservando la integridad estructural frente a alteraciones externas e internas [112]. Mientras, desde la visión de la actividad física, este complejo hace referencia a la parte central del cuerpo que permite un adecuado control de la estabilidad corporal y de la ejecución de las tareas realizadas por los miembros distales (inferiores y superiores) de forma combinada o secuencial [111]. Asimismo, se considera el centro de la cadena cinética funcional en las tareas de la vida diaria, laboral y deportiva, lo que convierte a este complejo en un concepto funcional más que puramente anatómico [82,111,123].

Su estabilidad está sujeta a la interdependencia funcional de los sistemas pasivo, activo y neural que controlan el movimiento [90,125]. El sistema activo (músculos) previene la deformación anormal de la columna cuando se produce una carga de tensión en el sistema pasivo (vértebras, discos intervertebrales, ligamentos y articulaciones facetarias) [124,126] y ayuda a estabilizar la columna, la pelvis y la cadena cinética durante los movimientos funcionales [123]. Mientras, el sistema neural recibe la información de los sistemas pasivo y activo, actuando en el momento y con la intensidad adecuada para proteger la columna de lesiones y movimientos no deseados, así como procurar su estabilidad [124,127].

Sistema Pasivo

Los elementos pasivos actúan principalmente como protectores en los movimientos extremos, limitando el movimiento articular dentro de los límites fisiológicos. Por si solos no generan movimiento y ayuda en la transmisión y reparto de las cargas sobre las vértebras [112].

Sistema Activo

La fuerza y la resistencia de los músculos son igualmente importantes para proporcionar la estabilidad de este complejo. La resistencia contribuye al mantenimiento de la estabilidad durante períodos prolongados de la postura, mientras que una mayor fuerza ayudará a la estabilidad del complejo cuando éste esté sujeto a un estrés repentino, como una caída o carga repentina de la columna [124].

Bergmark et al. (1989) [125] describió y clasificó dos sistemas de músculos que contribuyen a la estabilidad de la columna, un sistema local (origen e inserción en las vértebras) y un sistema global (músculos que transfieren la carga a la caja torácica y cintura pélvica en posiciones estáticas y dinámicas.

Los músculos abdominales crean un cilindro rígido alrededor de la columna que le aportan estabilidad. El transversal abdominal se activa durante todo el rango de extensión y flexión de la columna [124,127].

Los músculos del suelo pélvico se coactivan con la contracción del transversal y, junto al diafragma, ayudan a aumentar la presión intraabdominal para mejorar la estabilidad de la columna [123].

Atendiendo a los músculos posteriores, el multifido (músculos unisegmentarios más profundos) ayuda a la estabilización de la columna durante los movimientos de elevación junto con el erector de la columna (músculos multisegmentarios grandes superficiales) y se involucra en rotación de ésta junto con los músculos abdominales oblicuos. Asimismo, los músculos unisegmentarios más profundos son transductores de fuerza [124].

Sistema Neural

Este sistema anticipa la carga de la columna y activa la contracción de los músculos transversos abdominal y multifido, de manera que, estos músculos son activados antes de que se produzca el movimiento de las extremidades, permitiendo la estabilización de la columna [124].

EL PIE EN EL CICLISMO

El pie es el punto de contacto con los pedales, lo que lo convierte en el punto clave en la aplicación de la fuerza producida por los músculos a la bicicleta [128], pudiendo condicionar la mecánica del pedaleo. Estas cargas son aplicadas directamente desde el pie al pedal y el conocimiento de cómo actúan estas fuerzas bajo las estructuras específicas del pie puede ayudar a la comprensión de los principios mecánicos de la acción del pedaleo [129].

Durante la fase propulsiva concretamente en el PMI, el pie está en pronación y esto hace que la rodilla se abduzca, llegando a producir una rotación interna de la parte inferior de la pierna que incrementa el ángulo Q [130]. En este sentido, la evolución del interfaz pie / pedal ha supuesto grandes cambios en el

comportamiento cinético y cinemático del pedaleo. En sus orígenes, el calzado empleado en el ciclismo estaba compuesto por una suela blanda sin ningún tipo de anclaje entre el pie y el pedal de manera que, los músculos extensores de la pierna eran los únicos implicados en la acción del pedaleo [131]. La implementación de punteras con correas de cuero en el pedal ofreció una restricción en los posibles desplazamientos longitudinales y transversales del pie sobre el pedal, con lo cual, empezaron a involucrarse los músculos flexores en la acción de pedaleo [131]. El interfaz pie / pedal más reciente es el automático. Éste ancla el calzado de suela rígida al pedal a través de un clip de fijación rápida que puede ofrecer cierto grado de flotación o tolerancia a la rotación del pie sobre el pedal (15°) y un movimiento lateral total del pie (0.4 pulgadas, 1.02 cm). Esto ayuda a que la distribución de la presión plantar sea más apropiada durante el pedaleo [76,130] y mejora la potencia aplicada a los pedales en la fase de recobro, tal y como demostraron **Burns et al. (2019)** en hombres ciclistas durante el sprint sobre un tramo asfaltado de 100 metros con una pendiente constante de 4.9% [132].

La investigación sobre este interfaz ha demostrado que las fuerzas aplicadas al pedal durante la fase propulsiva del ciclo alcanzan magnitudes de 300 – 500 N. Esto supone que un ciclista puede alcanzar tres veces su peso corporal cuando pedalea de pie [133], realiza un sprint o alcanzar fuerzas similares a su masa corporal cuando pedalea sentado [131,134].

Atendiendo a lo anteriormente expuesto, a través de la medición de las presiones plantares, se valoraron los efectos provocados por la aplicación de diferentes potencias, cadencias de pedaleo, la experiencia del ciclista [135], la implementación de ortesis en el calzado [133], el tipo de calzado [129] y el tipo de pedal [130,136] y detectaron un aumento de la presión plantar en la parte anterior y medial del antepié cuando las potencias y cadencias se incrementaban y una

distribución más homogénea cuando se utilizaban zapatillas de suela rígida (67.7% la suela rígida y 65.8% suela blanda) [129] y pedales de sujeción automática [130]. Aunque los datos son poco concluyentes y no se puede generalizar sobre los efectos biomecánicos que estas variables producen en el pie, el estudio realizado por **O'Neill et al. (2011)** [137], obtuvieron una tendencia significativa hacia la disminución de la rotación interna de la tibia debido al uso de plantillas en las zapatillas de ciclismo, pero éstas deben mantener un equilibrio entre la carga de presión sobre el pie y un nivel de rigidez que favorezca la transferencia de la fuerza a los pedales [138,139].

Atendiendo a la presente literatura, la forma del pie podría cambiar dinámicamente durante el ciclismo, y estos cambios podrían alterar las fuerzas y presiones debajo de éste. Por ello, al medir la morfología del pie en condiciones de sedestación y bipedestación, se podría comenzar a comprender cómo la estructura del pie puede cambiar durante la práctica del ciclismo.

LA ESTABILIDAD DEL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO-CADERA EN EL CICLISMO

La acción del pedaleo en el ciclismo representa un paradigma debido a la transmisión de fuerza mecánica a los pies acompañada de la posición de flexión lumbar y torácica [27,47].

Varios estudios han demostrado que la estabilidad y resistencia de este complejo favorecen una mayor estabilidad pélvica y proporciona estabilidad a la columna vertebral mientras controla el movimiento del torso, lo que contribuye a optimizar la mecánica de las extremidades superiores e inferiores durante el

pedaleo [63,140,141]. La fatiga y las altas intensidades alteran la estabilidad lumbopélvica-cadera en el ciclismo [140,141] y esto puede conducir a una mala estabilidad del complejo lumbopélvico-cadera y a su vez, a una mala alineación de la extremidad inferior durante el pedaleo o un déficit en la transferencia o fuerza aplicada a los pedales [63].

La literatura parece coincidir con los beneficios que la estabilidad del core parece tener sobre la lesión de espalda en el ciclismo [72], provocada por las alteraciones en la cinemática espinal e incremento de las tensiones en la columna [73].

Aunque existe cierta controversia sobre los efectos de la estabilidad de este complejo sobre rendimiento deportivo, el estudio realizado [142], notificó que la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera contribuye a un mejor rendimiento deportivo, posiblemente, porque en el ciclismo la musculatura implicada en mantener estable este complejo, también actúa como propulsora de la bicicleta. Por ejemplo, el glúteo mayor además de ser uno de los principales motores de la acción del pedaleo [51], es un estabilizador de la pelvis durante esta acción [20]. En relación con esto, las mujeres son más susceptibles a las disfunciones relacionadas con el glúteo medial y la fuerza muscular de la cadera que contribuye a la función de las extremidades inferiores [116].

Conocer en detalle la estructura del pie y la estabilidad del complejo lumbopélvico – cadera en mujeres para valorar su comportamiento ante los efectos de los patrones de movimiento propios del deporte (técnica deportiva), podría facilitar el acercamiento hacia estrategias más específicas en sus entrenamientos.

LA EVALUACIÓN DE LA ESTRUCTURA DEL PIE

El hecho de que las mediciones de la estructura del pie pueden predecir su funcionalidad [100,103,113] y que estas valoraciones son clínicamente prácticas y menos costosas que las funcionales [100] ha suscitado el interés por demostrar la validez y precisión de estas pruebas. **Lee et al. (2014)** [143], compararon la precisión y la exactitud de cuatro métodos de los más empleados en la medición de las dimensiones del pie, métodos directos (calibre digital) y métodos indirectos (escaneo 3D y análisis de la huella digital y convencional). Concluyeron que el método de escaneo 3D obtuvo los mejores valores de precisión de los cuatro métodos (MAD^a (mm) (0.73-1.50), CCI (0.95-0.98)).

El “*Foot Postural Index*” (FPI-6) y el “*Navicular Drop*” (ND) son las pruebas más empleadas en la valoración clínica como predictores de lesiones por sobreuso [89,144]. El FPI-6 es una medida categórica del tipo de pie que se basa en cinco observaciones y una evaluación palpatoria [145], con una fiabilidad alta intra-evaluador y entre sesiones, [146,147]. El ND es una representación simple y clínicamente factible de la eversión del pie que describe el rango de deformación sagital del mediopié [148].

LA EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD DEL COMPLEJO

LUMBOPÉLVICO-CADERA EN EL CICLISMO

Generalmente, los trastornos en los patrones de movimiento del complejo lumbopélvico – cadera en el ciclismo se han analizado principalmente durante el pedaleo evaluando la actividad electromiográfica (EMG) de los principales músculos implicados en la estabilización de la columna lumbar ante los movimientos

de flexión y rotación que se producen en el ciclismo [72]. La evaluación cinemática se ha implementado a través de sistemas de captura de movimiento sincronizados o conectados a software biomecánicos mostrando altos valores de fiabilidad, CCI (de 0.84 a 0.96) [58,63,149]. Finalmente, el ROM se ha analizado a través de diferentes dispositivos electrónicos como el “*Spinal Mouse*” CCI (de 0.84 a 0.97) [47,150] o el “*BodyGuard*”, CCI (>0.97) [150], utilizado por **Van Hoof et al. (2012)** [84].

Desafortunadamente, la evidencia científica sobre la evaluación musculoesquelética en el ciclismo es limitada y existe cierta controversia sobre la validez de las herramientas implementadas para el análisis de la estabilidad lumbopélvica [151]. La batería de test “*Functional Movement Screen*” (FMS), que requiere de la alta experiencia del evaluador, [152], el test de la plancha frontal [142], el “*Seat and Reach*”, ROM de la cadera a través de un goniómetro en posición decúbito supino [31], o test de inclinación pélvica anterior en posición sentada con rodillas extendidas, a través del dispositivo “*SmartLevels*” [153], son pruebas que no han demostrado una clara validez para valorar la estabilidad del complejo lumbopélvico-cadera.

LA TECNOLOGÍA MÓVIL COMO HERRAMIENTA DE VALORACIÓN

Hoy en día, los algoritmos desarrollados en los teléfonos inteligentes permiten evaluar la postura y monitorear el movimiento corporal a través de diferentes elementos que se integran en el propio teléfono como sensores de giroscopio, inclinómetros [154], acelerómetros [155], presión barométrica, IMU o sensores inerciales [156,157]. Estos avances posicionan a los dispositivos móviles como una herramienta adecuada para el uso profesional y científico con un bajo costo, portabilidad y facilidad de uso [158].

Existen aplicaciones móviles para la valoración del pie que utilizan algoritmos, a través de cámaras con sensor de profundidad, multicámara, sensores de infrarrojos y funciones como la realidad aumentada [159]. Las aplicaciones de escaneo 2D y 3D utilizan principalmente sensores de cámara en dispositivos móviles para capturar, procesar y medir las dimensiones de los pies, además de marcadores de calibración, como papel de tamaño estándar [159]. Por ejemplo, la aplicación “Avatar3D Feet”, permite modelar la estructura del pie en 3D utilizando un algoritmo de reconstrucción matemática a partir de las imágenes de la silueta del pie.

La estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera se ha evaluado con éxito en la población activa [160–162]. En este sentido, la tecnología móvil, como, por ejemplo, la aplicación “OCTOcore” permite evaluaciones de estabilidad dinámica a través de sus acelerómetros y el estudio de **Guillén et al. (2019)** [162], ha demostrado la alta fiabilidad (CCI 0.73 – 0.96) del complejo lumbopélvico - cadera en dos ejercicios dinámicos.

En comparación con muchos métodos, este tipo de aplicaciones son menos costosas y requieren menos tiempo de cálculo para evaluar el sistema musculoesquelético como, por ejemplo, la estructura o la funcionalidad del pie [163] o la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera, por lo que validar este tipo de aplicaciones podría posicionarlas como herramientas muy atractivas para la evaluación y autoevaluación del comportamiento de estas estructuras ante diferentes estímulos.

OBJETIVOS

El estado actual del conocimiento sobre la estructura del pie y la estabilidad del complejo lumbopélvico – cadera en el ciclismo, nos lleva a analizar el comportamiento de dichas regiones anatómicas tras diferentes esfuerzos propios de este deporte.

De este objetivo general, se proponen los estudios donde se plantean los siguientes objetivos específicos:

- I. Evaluar los efectos de una sesión de entrenamiento de ciclismo intenso sobre la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera en dos pruebas de ejercicio dinámico (peso muerto monopodal (SLD) y “bird-dog” modificado (BD) a través de la aplicación “OCTOcore”.
- II. Investigar los efectos agudos de una competición de ciclocross en la estructura del pie de mujeres ciclistas de alto nivel.
- III. Analizar la fiabilidad intra-evaluador de la aplicación móvil “Avatar 3D Feet” para analizar la estructura de los pies de ciclistas en diferentes posiciones.

HIPÓTESIS

La hipótesis principal de esta tesis fue que la práctica del ciclismo produce modificaciones en las estructuras del pie y el comportamiento del complejo lumbopélvico – cadera y que éstas pueden ser valoradas de forma fiable y sensible mediante el uso de aplicaciones móviles.

Las hipótesis específicas fueron:

- I. La aplicación móvil “OCTOcore” será una herramienta fiable para medir los efectos sobre la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera de mujeres ciclistas tras una sesión de alta intensidad.
- II. La estructura del pie de mujeres ciclistas de alto nivel se verá alterada (mayor caída del navicular) después de una competición de ciclocross.
- III. La aplicación “Avatar 3D Feet” es una herramienta fiable para medir la estructura del pie.

PRIMER ESTUDIO

TÍTULO

Efectos del ciclismo sobre el rendimiento del control lumbopélvico en ciclistas de élite.

METODOLOGÍA

DISEÑO EXPERIMENTAL

Previo a las evaluaciones, todas las participantes dieron su consentimiento informado por escrito para el uso de sus datos en este estudio. En el caso de las menores de 18 años, se obtuvo el consentimiento informado por escrito de los padres o tutores legales de cada sujeto. El proyecto de investigación se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Instituto de Investigación CyMO con la aprobación ética para realizar el estudio (1.200.538).

PARTICIPANTES

Treinta y una ciclistas élites de ruta (edad: 19.8 ± 5.3 años, peso corporal: 53.6 ± 2.8 kg, altura: 164.8 ± 3.4 cm) participaron voluntariamente en este estudio. Todas las ciclistas se encontraban en la etapa post-puberal. En este estudio solo participaron ciclistas experimentadas. Eran integrantes de un club nacional que participa en las competiciones nacionales e internacionales de la especialidad de ruta, con una rutina de entrenamiento basada en seis sesiones semanales durante

la temporada. Todas las participantes estuvieron libres de lesiones durante los tres meses previos al estudio, especialmente en la articulación del tobillo y en los pies. Los criterios de exclusión fueron (1) cualquier enfermedad cardiovascular, respiratoria, abdominal, neurológicas, musculoesquelética u otra enfermedad crónica; (2) cualquier síntoma que pudiera afectar al sistema musculoesquelético; (3) ciclos menstruales regulares y no usar anticonceptivos orales; (4) encontrarse entre la fase folicular tardía y la fase lútea temprana.

PROCEDIMIENTO

Las ciclistas completaron dos sesiones de prueba con un intervalo de 24 horas. En la primera sesión, cada ciclista utilizó su teléfono inteligente para valorar la fiabilidad de la aplicación móvil "OCTOcore" para dos tipos de prueba de estabilidad dinámica (SLD y BD). El orden de administración de las pruebas fue aleatorio entre las ciclistas, con cinco minutos de recuperación entre cada prueba, siguiendo las indicaciones del estudio de **Guillén-Rogel et al. (2019)** [162]. En la segunda sesión, cada ciclista realizó las mismas dos pruebas (SLD y BD) antes y después de la sesión de entrenamiento indoor, utilizando su propio rodillo. Nuevamente, el orden de los ejercicios de las pruebas de estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera se asignaron al azar entre las ciclistas.

MEDICIONES

"OCTOcore" App

La estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera se evaluó siguiendo el protocolo previamente descrito por **Guillén-Rogel et al. (2019)** [162]. Para la

recogida de datos se utilizó la aplicación "OCTOcore" ("Check yourMOTION", Albacete, España), que presentó valores altos de fiabilidad (CCI) (0.73-0.96) con un coeficiente de variación bajo (0.9% a 4.8%) [162]. Los valores del error estándar de medición y la diferencia mínima detectable fueron de 0.6 a 1.5 mm · s⁻² y de 2.1 a 3.5 mm · s⁻², respectivamente [162]. Para ello, se instaló la aplicación en los teléfonos inteligentes de las ciclistas y cada una utilizó su propio dispositivo para autoevaluar la estabilidad del complejo lumbopélvico – cadera. El teléfono se colocó en la línea media de la espalda de la ciclista, al nivel de las crestas ilíacas en la cuarta vértebra lumbar, sujeto por un cinturón. Esta aplicación produjo tres medidas para cada prueba de ejercicio:

- I. Derecha (mm · s⁻²)
- II. Izquierda (mm · s⁻²)
- III. Promedio (mm · s⁻²)

Peso muerto monopodal (SLD)

Las ciclistas comenzaron la prueba de pie de espaldas a la pared, a una distancia de la pared igual a la longitud de dos pies, con los pies colocados a la anchura de las caderas, paralelos entre sí y con los brazos cruzados sobre el pecho. Durante toda la prueba, se pidió a cada participante que mirase hacia adelante. Siguiendo la indicación de la aplicación móvil, "izquierda" o "derecha", se instruyó a la ciclista a tocar la pared con el talón indicado, manteniendo el tronco y la pierna rectos e inclinando ligeramente el tronco hacia adelante. Posteriormente, volvieron a la posición inicial, ambos pies paralelos y apoyados en el suelo, esperando la siguiente instrucción de la aplicación. Cada ejercicio (izquierdo o

derecho) se realizó durante 30 repeticiones como prueba de familiarización. Después de un descanso de tres minutos, las participantes realizaron 50 repeticiones.

Bird-dog modificado (BD)

De acuerdo con **Guillén – Rogel et al. (2019)** [162], en el ejercicio BD o cuadrúpedo, las extremidades superiores e inferiores contralaterales se elevan horizontalmente desde la posición cuadrúpeda inicial. La columna lumbar y la pelvis deben mantenerse en una posición neutra y sostener el tronco lo más quieto posible. Las rodillas deben estar flexionadas a 90° y los dedos de los pies en el suelo orientados hacia adelante. Las ciclistas realizaron repeticiones, según el orden aleatorio marcado por la aplicación "izquierda" o "derecha" extendiendo la pierna seleccionada con dorsiflexión del tobillo, levantando el brazo opuesto, paralelo al suelo, con abducción de hombro de 90° y rotación externa (pulgar hacia el techo) [162]. Cada ejercicio (izquierdo o derecho) se realizó durante 30 repeticiones como prueba de familiarización. Después de un descanso de tres minutos, los participantes realizaron 50 repeticiones.

Sesión de entrenamiento en interior (rodillo)

Cada ciclista realizó la sesión de entrenamiento en su propia bicicleta que se situó sobre el rodillo ("RooDol"). La sesión se realizó de acuerdo con los planes de entrenamiento digitales de ciclismo británico y consistió en un calentamiento de 20 minutos. La parte principal compuesta por siete bloques de intervalos en rampa de seis minutos, que comenzaron con dos minutos en el punto óptimo [88–93% del umbral de potencia funcional (FTP)], luego dos en el 94-106% del FTP, y los últimos dos minutos en el 106-120% de FTP, seguidos de recuperaciones fáciles durante

cinco minutos (ritmo de pedaleo suave con una resistencia mínima). La vuelta a la calma incluyó 10 minutos de cadencia de pedaleo fácil. Cada ciclista usó un desarrollo (marcha) media que le permitió mantener una cadencia de pedaleo de 90 rpm durante los esfuerzos. La sujetó usó sus zonas de entrenamiento de potencia funcional, como lo describen **Allen et al. (2014)** [164], usando como feedback visual un monitor en el manillar.

Carga de trabajo interna

La frecuencia cardíaca [latidos por minuto (*bpm*)] se monitoreó continuamente usando un medidor de frecuencia cardíaca como complemento a la potencia. La carga interna subjetiva de la sesión se valoró utilizando el método de valoración del esfuerzo percibido de la sesión, según lo establecido en la escala de percepción de *Borg* ("*Borg CR10*") al final de la sesión [165]. Este método ha sido validado previamente en ciclismo para su uso en la prescripción de entrenamiento para ejercicios de intensidad continua e interválica, y ha mostrado una buena correlación entre "*Borg*" y "*Borg RPE*" [166,167].

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizaron mediante *PASW/SPSS Statistics 20* (SPSS Inc, Chicago, IL) y el nivel significativo se estableció en $p \leq 0.05$. La normalidad de los datos se comprobó y posteriormente se confirmó mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Las variables dependientes (derecha, izquierda y promedio) se evaluaron con un análisis de la varianza (ANOVA) de medidas repetidas de dos factores (tiempo x prueba). Cuando se alcanzó un valor F significativo, se realizaron comparaciones por pares utilizando el procedimiento post- hoc de Bonferroni. Las variables

dependientes de cada prueba se volvieron a medir en un día diferente para determinar la fiabilidad "test" – "re-test" de dichas mediciones, mediante el cálculo del coeficiente de correlación intraclase (CCI 3,1) [168]. Se analizó el tamaño del efecto (η^2) para determinar la magnitud del efecto, independientemente del tamaño de la muestra; los valores se presentaron como media \pm EEM. El nivel de significativo se fijó en $p \leq 0.05$.

RESULTADOS

Los CCI fueron superiores a 0.84, lo que indica un alto nivel de fiabilidad en la evaluación de las variables dependientes: la prueba SLD (derecha: 0.87; izquierda: 0.84; promedio: 0.90) y la prueba BD (derecha: 0.86; izquierda: 0.85; promedio: 0.90). Para el lado derecho, se observó un efecto tiempo ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.191$), y se registró un bajo rendimiento para ambas pruebas después de la sesión de entrenamiento. Los valores de los "post-test" en los ejercicios SLD y BD se incrementaron con respecto al "pre-test" en un 16% y 23%, respectivamente (Figura 5a). Hubo diferencias significativas entre las pruebas SLD y BD ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.145$). No se detectó efecto de interacción tiempo x prueba para los valores del lado derecho ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.094$).

En el lado izquierdo, no hubo efecto tiempo significativo para ninguna de las dos pruebas SLD ni BD ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.070$), y ambas habían aumentado con respecto al "pre-test" en 21% y 16%, respectivamente (Figura 5b). No hubo diferencias significativas entre las pruebas SLD y BD ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.172$). No se detectó efecto de interacción tiempo x prueba para los valores promedios ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.001$) o los valores del lado izquierdo ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.010$).

Para los valores promedios, se observó un efecto tiempo ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.137$), y las pruebas SLD y BD se incrementaron con respecto al "pre-test" al 15% y 17%, respectivamente (Figura 5c). Hubo diferencias significativas entre las pruebas SLD y BD ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.103$). No se detectó efecto interacción tiempo x prueba para los valores promedios ($p > 0.05$; $\eta^2 = 0.001$).

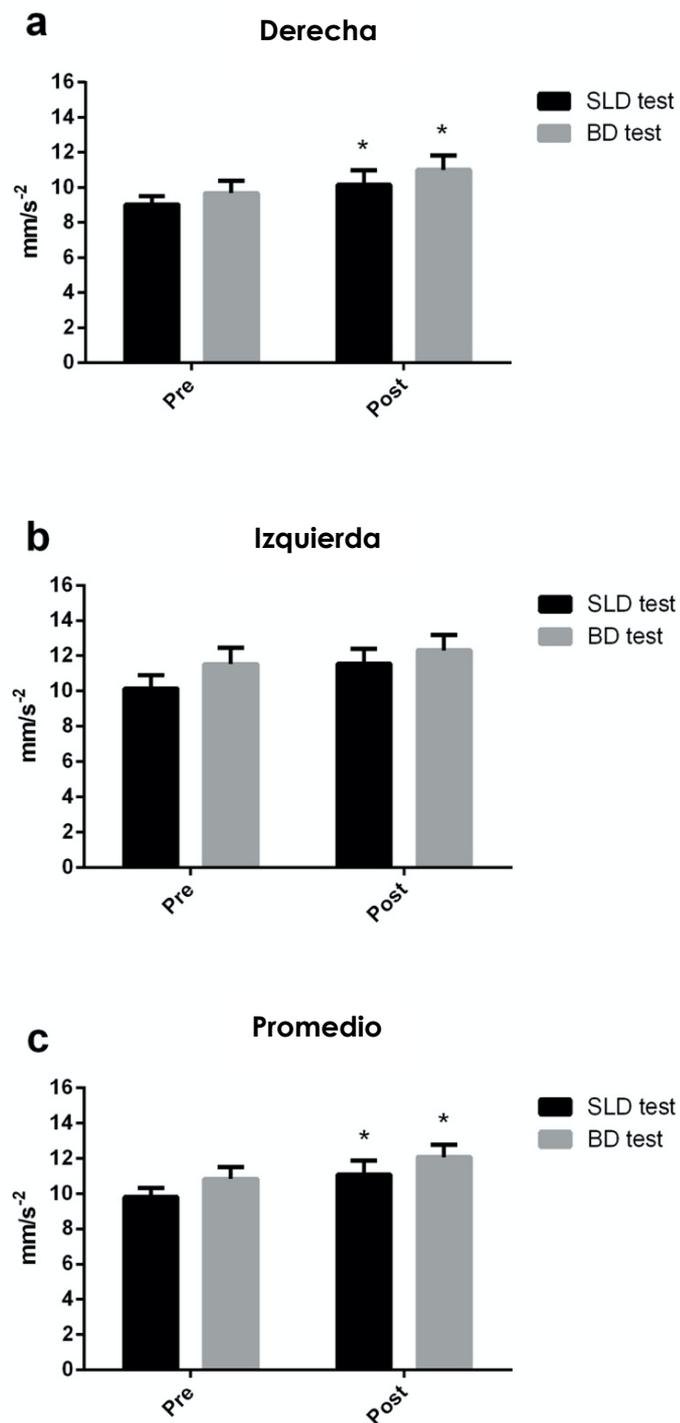


Figura 5. Efectos de una sesión intensa de entrenamiento sobre el complejo lumbopélvico - cadera durante las pruebas dinámicas de estabilidad: SLD y BD. (a) lado derecho; (b) lado izquierdo; (c) promedio. (*) Diferencias estadísticamente significativas en comparación con el "pre-test" ($p < 0.05$).

SEGUNDO ESTUDIO

TÍTULO

Efectos de la competición de ciclocross en la estructura del pie de las ciclistas.

METODOLOGÍA

DISEÑO EXPERIMENTAL

El efecto en la estructura del pie se verificó mediante un diseño de “*pre-test*” y “*post-test*”.

PARTICIPANTES

Once ciclistas de ciclocross se ofrecieron voluntarias para participar en este estudio. Eran integrantes de un club de ciclocross que participaba en competiciones nacionales de esta disciplina. Fueron clasificadas entre las 10 mejores del ranking nacional en sus respectivas categorías y tenían una rutina de entrenamiento de seis sesiones a la semana durante la temporada. Fueron distribuidas en dos grupos diferentes de acuerdo con la normativa de la UCI y de la federación nacional para esta competición: el grupo de corta distancia (SDG) (5.6 km) (30 minutos) (n=6; edad: 15.17 ± 0.37 años, peso corporal: 51.85 ± 8.2 kg, altura: 165.00 ± 6.71 cm) y el grupo de larga distancia (LDG) 11.2 km (50 minutos) (n=5; edad 22.80 ± 7.65 años, peso corporal: 54.72 ± 4.67 kg, altura: 166.20 ± 4.31 cm).

Todas las participantes estuvieron libres de lesiones durante los tres meses previos al estudio, especialmente en la articulación del tobillo y en los pies. Los criterios de exclusión fueron (1) cualquier enfermedad cardiovascular, respiratoria, abdominal, neurológicas, musculoesquelética u otra enfermedad crónica; (2) cualquier síntoma que pudiera afectar al sistema musculoesquelético. Todas las participantes dieron su consentimiento informado por escrito para el uso de sus datos en este estudio. El proyecto de investigación se llevó a cabo de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos y se le otorgó la aprobación ética para llevar a cabo el estudio.

PROCEDIMIENTO

Las ciclistas fueron evaluadas antes y después de una competición oficial de ciclocross. Se midió la altura del navicular del pie dominante y del pie no dominante en (i) posición sentada y (ii) de pie. Luego, (iii) se calculó la caída del navicular para los dos grupos. La pierna dominante de cada participante se determinó preguntándoles qué pierna utilizaban para patear un balón. La medición se realizó cinco minutos antes del inicio de la carrera y cinco minutos después de su finalización.

MEDICIONES

Altura del navicular

Todas las participantes debían mantener una distribución equilibrada del peso corporal en cada pie. Sus rodillas debían permanecer alineadas con el primer dedo del pie y sus tibias perpendiculares al suelo en ambas posiciones. Mientras

estaba sentada, se palpó y marcó la tuberosidad navicular de cada ciclista. Durante la evaluación, tuvieron que mantener el calcáneo en el suelo y la cadera, la rodilla y el tobillo flexionadas a 90°. La altura de la tuberosidad del escafoides se midió desde el suelo con un calibre digital, primero en la posición sentada y después en bipedestación.

En nuestro estudio, solo un evaluador realizó todas las mediciones para minimizar los errores de medición que pueden resultar de múltiples evaluadores, y se calculó la fiabilidad intra-evaluador. Los valores de la altura del escafoides en posición sentada y de pie fueron muy altos, con coeficientes de correlación intraclase (CCI) de 1.00 – 1.00 y 0.98-0.99, respectivamente.

Caída del navicular

La prueba de caída del escafoides se utiliza para clasificar los tipos de pie. Para determinar la caída del navicular, se compararon las alturas de la tuberosidad del escafoides en posición sentada y de pie [169].

Competición de ciclocross

Las ciclistas participaron en una competición de ciclocross según sus categorías. El día fue frío (6°C) y lluvioso, por lo que el terreno estaba predominante embarrado. La longitud del recorrido fue de 2.8km, de los cuales al menos el 90% fue transitable sobre la bicicleta, con 3 metros de ancho, claramente señalizado y protegido en ambos lados según la normativa UCI. El recorrido incluyó seis obstáculos artificiales (dos tablones, dos arenales no naturales y dos zonas de escalones), durante los cuales las ciclistas pudieron desmontarse de la bicicleta. La

duración oficial de la carrera dependió de las reglas de la categoría [3,4]. Las categorías junior y élite tuvieron una duración de 50.03 ± 2.41 minutos (4 vueltas; 11.2 km), según el reglamento de la UCI, mientras que la carrera joven o cadete tuvo una duración de 29.01 ± 1.32 minutos (2 vueltas; 5.6 km), según la normativa de la federación nacional. El número de vueltas en cada categoría se determinó en base al tiempo de la primera vuelta y se anunció al final de la segunda vuelta [3,4].

Carga de trabajo interna

La frecuencia cardíaca (*bmp*: latidos por minuto) de cada ciclista fue monitoreada continuamente por su monitor de frecuencia cardíaca. La carga interna subjetiva de la carrera se midió mediante el método de valoración del esfuerzo percibido utilizando la escala de valoración de Borg ("Borg CR10") al final de la carrera [165].

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizaron mediante PASW/SPSS *Statistics* 20 (SPSS Inc, Chicago, IL) y el nivel significativo se estableció en $p \leq 0.05$. El tamaño de la muestra indicó la necesidad de realizar una prueba no paramétrica. Después de la carrera, las variables dependientes se evaluaron mediante la prueba W de Wilcoxon de muestras relacionadas. El tamaño del efecto se analizó mediante la prueba de Cohen (*d*) para determinar la magnitud del efecto independientemente del tamaño de la muestra [170]. Un valor $d \leq 0.2$ se consideró como un tamaño del efecto pequeño, entre $0.2 < d < 0.8$ como un tamaño del efecto moderado y $d \geq 0.8$ como un tamaño del efecto grande. Los valores se expresan como media \pm EEM en la Figura 6.

RESULTADOS

No hubo efecto tiempo significativo para ninguno de los grupos, SDG (30 minutos) ni LDG (50 minutos), en las condiciones del lado dominante ($p>0.05$; Tabla 7 y Figura 6).

En el lado no dominante, no hubo efecto tiempo significativo para el grupo SDG (30 minutos) en ninguna de las condiciones ($p>0.05$; Tabla 7 y Figura 6). Para el grupo LDG (50 minutos), se observó un efecto tiempo en la posición sentada y caída del escafoides ($p<0.05$; Tabla 7 y Figura 6). No se observó un efecto tiempo significativo en la posición de pie ($p>0.05$; Tabla 7 y Figura 6).

Tabla 7. Valores de la mediana y los efectos de las variables dependientes entre el "pre-test" y "post-test". Nota. Rango intercuartil (RIQ); $p \leq 0.05$; Tamaño del efecto (d).

		"Pre-test"		"Post-test"		p	DE (d)	
		Mediana	RIQ	Mediana	RIQ			
SDG	Posición sentada	Dominante	47.75	3.35	46.40	7.80	0.46	0.30
		No-dominante	45.40	7.43	45.40	8.70	0.75	0.08
	Posición de pie	Dominante	40.25	9.10	40.75	9.73	0.75	0.07
		No-dominante	42.00	7.43	42.45	9.18	0.60	-0.03
Caída del navicular	Dominante	7.65	4.25	6.95	4.63	0.46	0.24	
	No-dominante	4.80	6.28	4.25	3.40	0.75	0.18	
LDG	Posición sentada	Dominante	47.20	15.15	46.40	12.20	0.34	0.12
		No-dominante	44.00	11.30	41.90	10.05	0.04	0.27
	Posición de pie	Dominante	42.10	14.80	43.20	16.15	0.34	-0.14
		No-dominante	36.70	12.85	36.10	13.15	0.78	0.00
Caída del navicular	Dominante	5.20	2.00	3.60	5.40	0.50	0.88	
	No-dominante	4.90	5.70	3.00	6.20	0.04	0.62	

ALTERACIONES DE LA ESTRUCTURA DEL PIE Y DEL COMPLEJO LUMBOPÉLVICO - CADERA TRAS LA PRÁCTICA DEL CICLISMO

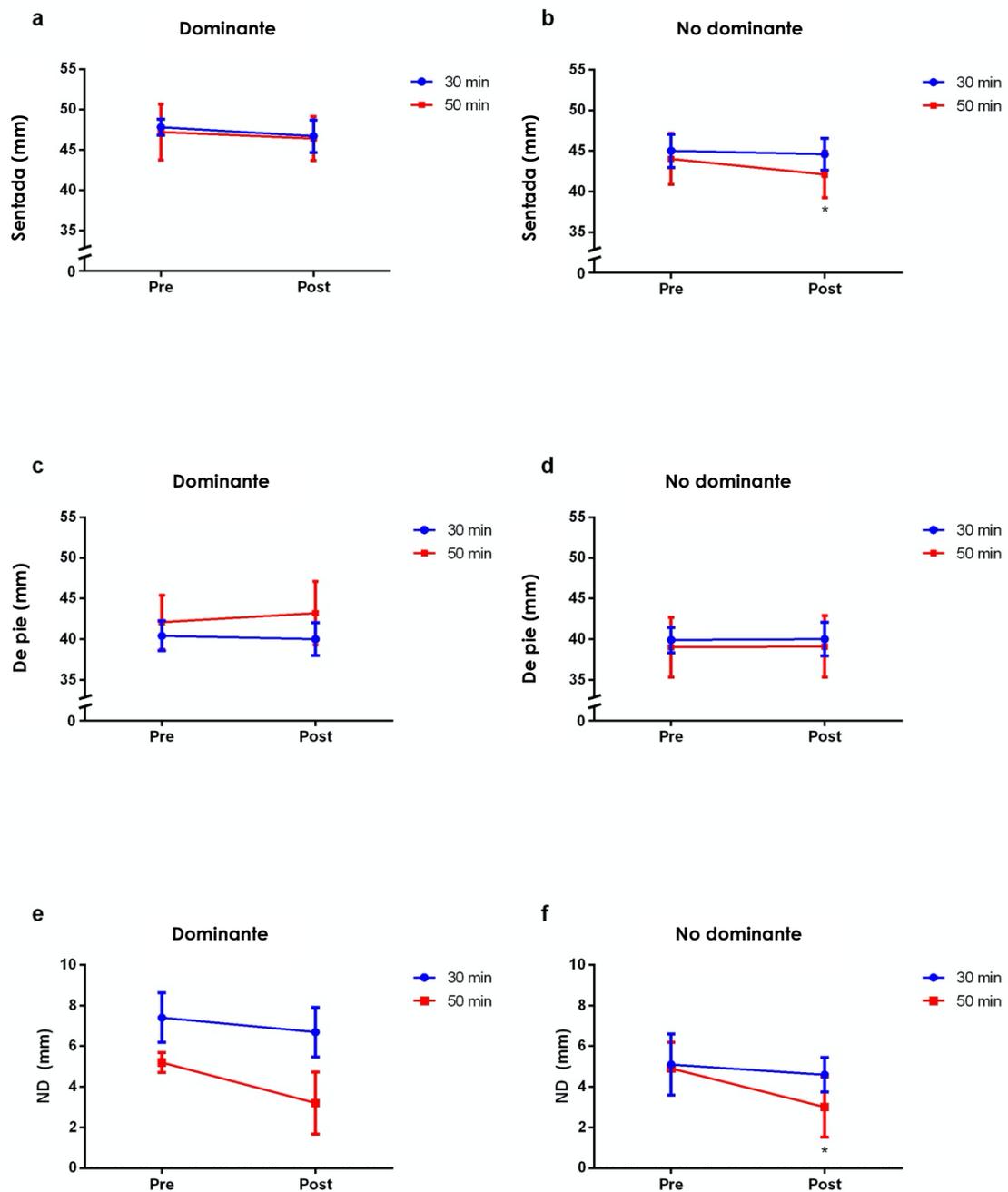


Figura 6. Efectos de la competición de ciclocross sobre la estructura del pie en la altura del escafoides en posición sentada (mm), de pie (mm) y caída del navicular (mm). Grupo de corta distancia (SDG) (30 minutos) y grupo de larga distancia (LDG) (50 minutos).

TERCER ESTUDIO

TÍTULO

La fiabilidad de una aplicación de teléfono inteligente para medir la estructura del pie de ciclistas para dos posiciones diferentes.

METODOLOGÍA

DISEÑO EXPERIMENTAL

La fiabilidad intra-evaluador de la aplicación móvil "Avatar 3D Feet" se verificó mediante un diseño de "test" – "re-test".

PARTICIPANTES

Treinta y cinco mujeres ciclistas de carretera (edad: 19.0 ± 5.2 años, peso corporal: 53.8 ± 3.1 kg, altura: 165.0 ± 3.3 cm) participaron voluntariamente en este estudio. Eran integrantes de un club nacional que participaba en las competiciones nacionales e internacionales de ciclismo de carretera. Entrenaban seis días a la semana. Todas las participantes estuvieron libres de lesiones durante los tres meses previos al estudio. Los criterios de exclusión fueron (1) cualquier enfermedad cardiovascular, respiratoria, abdominal, neurológicas, musculoesquelética u otra enfermedad crónica y (2) cualquier síntoma que pudiera afectar al sistema musculoesquelético. Las participantes no llevaban ningún tipo de equipo adicional

en su calzado, como plantillas de gel u ortesis prescritas para ayudar con alguna deformidad del pie.

Todas las participantes dieron su consentimiento informado por escrito para el uso de sus datos en este estudio. El proyecto de investigación se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el comité de Ética del Instituto de Investigación CyMO.

PROCEDIMIENTO

La versión prototipo gratuita de la aplicación móvil "Avatar 3D Feet" (creada por el Instituto de Biomecánica (IBV), Valencia, España) se instaló en los teléfonos inteligentes de las ciclistas y la utilizaron para autoevaluarse durante el estudio.

Las fotografías tomadas con la cámara trasera de sus teléfonos fueron procesadas a través del servicio remoto que ofrece la aplicación "Avatar 3D Feet". Este servicio envió al dispositivo de cada ciclista, en menos de un minuto, el modelo del pie en 3D (figura 5) y las siguientes cuatro variables para cada pie:

- I. Circunferencia del empeine (IG): "circunferencia máxima medida desde la cara más plantar del pie hasta la cara más dorsal del pie, al nivel del escafoides" [171] .
- II. Longitud del pie (FL): "distancia entre el extremo del pie y la punta del pie (punto anterior del dedo más saliente)" [171].
- III. Circunferencia de la bola (BG): "circunferencia máxima a nivel de la primera y quinta protuberancia de la articulación metatarsofalángica" [171].
- IV. Ancho de bola (BW): distancia entre la primera y la quinta protuberancia de la articulación metatarsofalángica.

Cada participante tomó dos medidas ("test" y "re-test"), que implicaba la toma de fotografías (medial, superior y lateral) (figura 7) de cada pie en dos posiciones diferentes (sentada en una silla y de pie en el suelo) (Figura 8). El orden de la toma de fotografías fue el mismo para todas las ciclistas, comenzando por la posición sentada y luego la posición de pie. Primero, fotografiaron el pie derecho y luego el izquierdo. Entre la primera y la segunda toma de fotos, las ciclistas esperaron sentadas en una silla durante 10 minutos. Finalmente, las participantes debían enviar los datos al evaluador.

Se instruyó a todas las participantes a respetar las siguientes indicaciones para tomar las fotografías en ambas posiciones. Cuando la ciclista tomaba una fotografía en posición sentada tenía que mantener el calcáneo en el suelo y la flexión de la cadera, rodilla y tobillo debía ser de 90°. Asimismo, tanto en posición sentada como de pie, la participante tenía que mantener una distribución equilibrada del peso corporal en cada pie. Su rodilla tenía que permanecer alineada con el primer dedo del pie y su tibia perpendicular al suelo. El pie estaba sobre una hoja blanca de tamaño A4 (utilizada para la calibración de la cámara), siguiendo las indicaciones de los desarrolladores de la aplicación "Avatar 3D Feet".

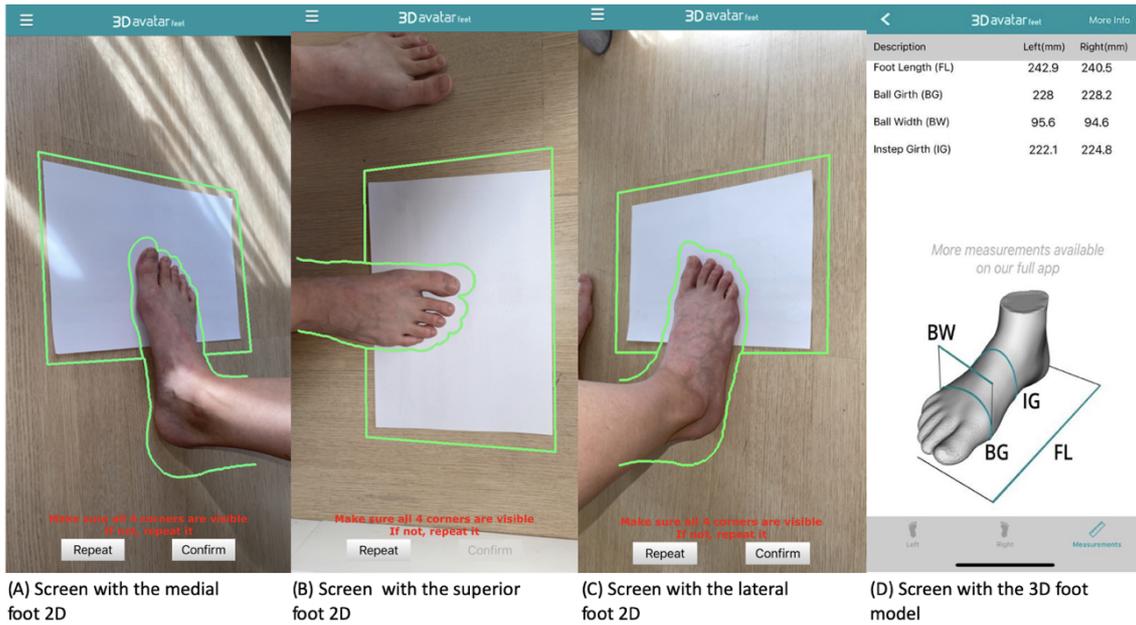


Figura 7. (A), (B), (C) Pantallas con las imágenes 2D del pie derecho. (D) Pantalla con el modelo de pie 3D, que muestra las cuatro medidas por pie izquierdo y derecho de la ciclista (longitud del pie, circunferencia de la bola, ancho de la bola, circunferencia del empeine) obtenidas de la aplicación "Avatar3D Feet".



B) Posición sentada



A) Posición de pie

Figura 8. Fotografías que se toman para reconstruir el modelo del pie en 3D. (A) Posición sentada, (B) posición de pie.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar la normalidad de los datos. Las estadísticas descriptivas se expresaron como media y desviación estándar (DE). Después de verificar los supuestos de las estadísticas paramétricas, las cuatro variables dependientes de la aplicación *Avatar 3D Feet* (circunferencia del empeine, longitud del pie, circunferencia de la bola y ancho de la bola) para las dos posiciones (sentada y de pie) en las diferentes pruebas "test" y "re-test" se utilizó la prueba t de Student, para obtener la diferencia media entre los puntos de tiempo para cada prueba. Además, se analizó la magnitud del efecto, *d*, para determinar el tamaño del efecto, independientemente del tamaño de la muestra [172]. Utilizando las pautas de Cohen (*d*), las diferencias se interpretaron como triviales (<0.2), pequeñas (0.2-0.6), moderadas (0.6-1.2), grandes (1.2-2.0), muy grandes (2.0-4.0) y enormes (>4.0) [173]. Para la fiabilidad, se calculó el coeficiente de correlación intraclass (CCI_{3.1}), con un intervalo de confianza del 95%, y el coeficiente de variación (CV% = DE / media * 100). Los valores CCI se consideraron pequeños si > 0.25, bajos si 0.26-0.49 moderados si 0.50-0.69, altos si 0.70-0.89 y muy altos si >0.90 [174]. Se utilizaron gráficos de Bland-Altman para verificar la concordancia entre las mediciones [175]. El error estándar de medición (EEM) se calculó mediante la ecuación $EEM = DE \times (1 - \sqrt{CCI})$, donde DE se corresponde con la desviación estándar del retest [176]. La diferencia mínima detectable (DMD) con intervalo de confianza del 95% se obtuvo con la ecuación $DMD = 1.96 \times \sqrt{(2 \times EEM)}$ [177]. Todos los procedimientos estadísticos se realizaron con el software SPSS versión 23.0.

RESULTADOS

La tabla 8 muestra los resultados de las cuatro variables dependientes de la aplicación "Avatar 3D Feet" (mm) de "test" y "re-test" en las dos posiciones. Las pruebas t, CCI, d , CV%, EEM y MDD de la primera y segunda evaluación se presentan en la tabla 8.

No hubo diferencias significativas en el "test" y "re-test" de la prueba para las variables dependientes $p>0.05$. La figura 9 y la figura 10 muestran los gráficos de Bland-Altman. Las gráficas de Bland-Altman y las pruebas t de Student ($p>0.05$) indicaron que ninguna prueba cambió sistemáticamente.

Durante la posición de pie, el BW aumentó significativamente en el pie derecho en un 1.4% ($p>0.05$). No se registraron diferencias significativas entre posiciones para otras variables dependientes ($p>0.05$) (Figura 11).

Se observaron valores CCI de moderados a muy altos (0.65 a 0.94) y CV bajos (<6%) para todas las variables. El tamaño del efecto según d fue de trivial a pequeño (de 0.01 a 0.22) entre el "test" y "re-test" para las posiciones sentada y de pie.

Tabla 8. Valores medios y DE entre el test y re-test de la aplicación Avatar 3D Feet. Notas: desviación estándar (DE), ($p > 0.05$), tamaño del efecto (d), coeficiente de variación (CV%), coeficiente de correlación intraclase (CCI), intervalo de confianza (IC), error estándar de medición (EEM), mínima diferencia detectable (MDD).

	"Test"		"Re-test"								
	promedio	DE	promedio	DE	DE	p	d	CV%	CCI	95% CI	EEM
Sentada	Circunferencia empeine (IG)	222.08 ± 13.12	222.02 ± 8.27	0.98	0.01	4.00	0.71	0.42-0.85	7.87	21.81	
		Izquierda (mm)	222.33 ± 11.53	222.26 ± 9.00	0.97	0.01	4.00	0.75	0.50-0.87	6.60	18.29
	Longitud del pie (FL)	Derecha (mm)	236.92 ± 9.96	238.04 ± 10.75	0.50	0.11	4.00	0.75	0.50-0.88	6.23	17.26
		Izquierda (mm)	237.95 ± 11.20	238.80 ± 9.99	0.23	0.08	4.00	0.94	0.87-0.97	4.19	11.60
De pie	Circunferencia de la bola (BG)	221.82 ± 8.86	222.29 ± 7.65	0.69	0.06	3.00	0.81	0.61-0.91	4.50	12.48	
		Izquierda (mm)	222.19 ± 10.01	223.46 ± 8.49	0.29	0.14	4.00	0.86	0.71-0.93	4.38	12.14
	Ancho de la bola (BW)	Derecha (mm)	92.21 ± 4.27	92.25 ± 4.58	0.94	0.01	5.00	0.87	0.74-0.94	1.92	5.32
		Izquierda (mm)	92.33 ± 4.96	93.31 ± 4.57	0.06	0.21	5.00	0.90	0.80-0.95	1.85	5.14
De pie	Circunferencia empeine (IG)	221.91 ± 9.46	222.69 ± 10.72	0.65	0.08	4.00	0.68	0.37-0.84	6.81	18.88	
		Izquierda (mm)	223.12 ± 8.74	223.45 ± 8.13	0.77	0.04	3.00	0.82	0.65-0.91	4.40	12.20
	Longitud del pie (FL)	Derecha (mm)	237.81 ± 10.75	239.76 ± 11.48	0.33	0.18	4.00	0.65	0.29-0.83	7.97	22.08
		Izquierda (mm)	237.11 ± 10.11	239.23 ± 9.37	0.14	0.22	4.00	0.80	0.60-0.90	5.35	14.84
De pie	Circunferencia de la bola (BG)	223.01 ± 9.76	224.36 ± 10.32	0.35	0.13	4.00	0.81	0.61-0.91	5.27	14.61	
		Izquierda (mm)	223.02 ± 8.04	223.88 ± 7.42	0.37	0.11	3.00	0.87	0.73-0.94	3.48	9.64
	Ancho de la bola (BW)	Derecha (mm)	92.61 ± 4.83	93.51 ± 4.81	0.10	0.19	5.00	0.90	0.78-0.95	1.95	5.41
		Izquierda (mm)	92.94 ± 4.66	93.51 ± 4.81	0.47	0.12	4.00	0.90	0.80-0.95	1.80	4.98

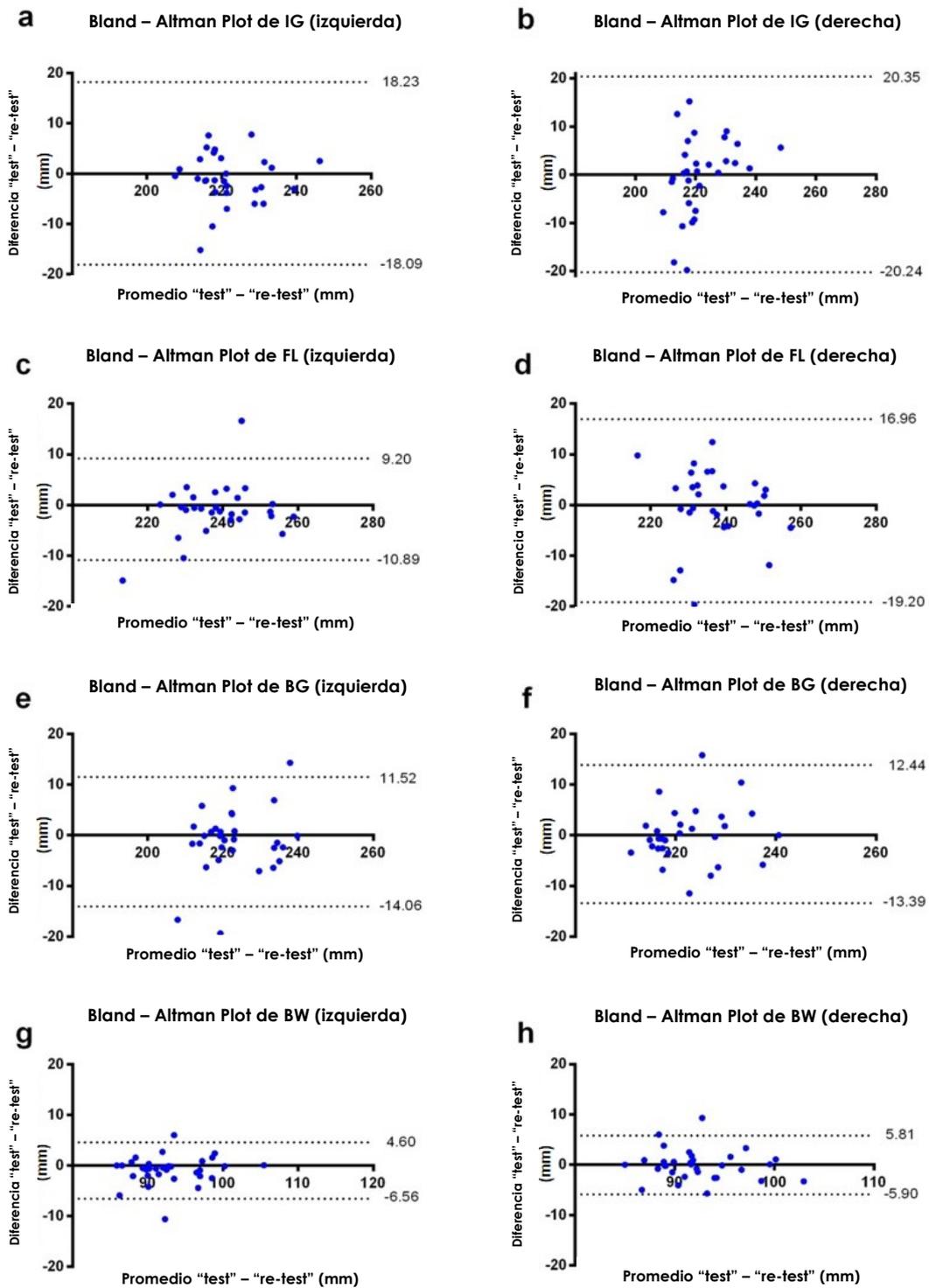


Figura 9. Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de confianza del 95% entre el "test" y "re-test" en la posición sentada.

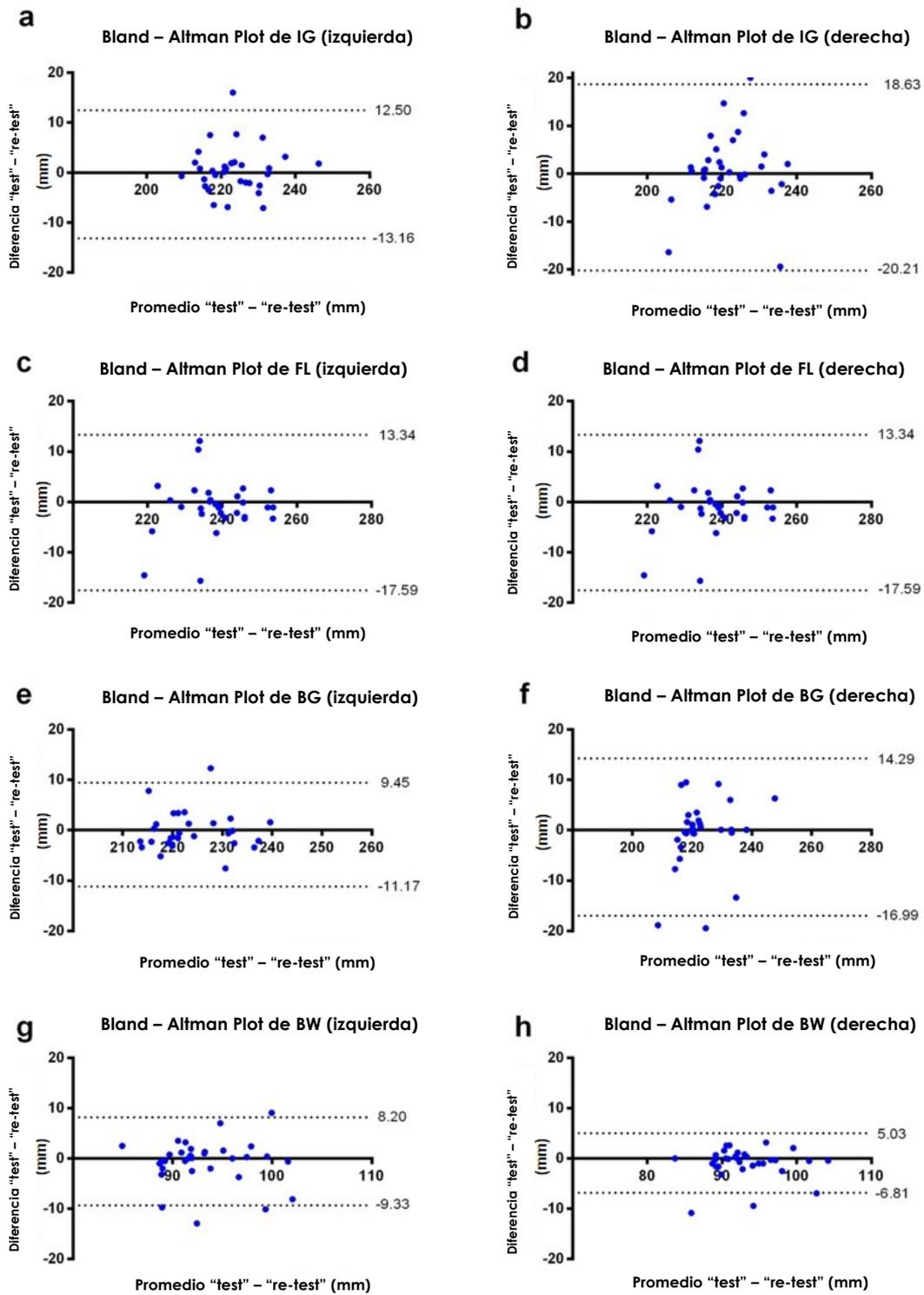


Figura 10. Gráficos de Bland-Altman que representan las diferencias de medias y los límites de confianza del 95% entre el "test" y "re-test" en la posición de pie.

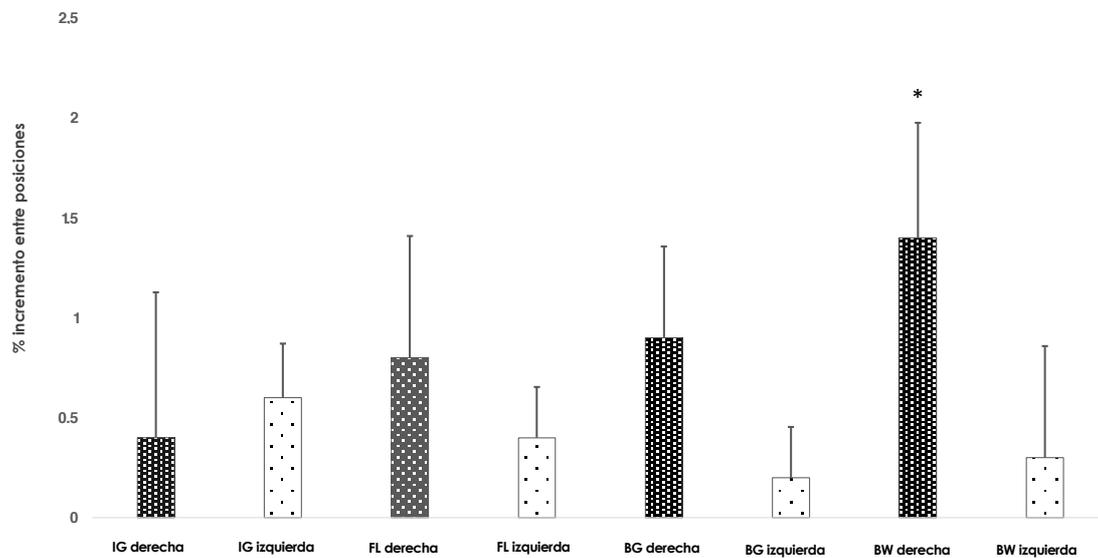


Figura 11. Incremento en tanto por ciento entre las posiciones. Circunferencia del empeine (IG), longitud del pie (FL), circunferencia de la bola (BG) ancho de la bola (BW). * Significatividad mayor que la posición sentada ($p < 0.05$).

DISCUSIÓN

Los estudios que componen esta tesis doctoral han demostrado que la práctica del ciclismo altera la estructura del pie no dominante y la estabilidad del complejo lumbopélvico – cadera. Asimismo, las aplicaciones móviles para la autovaloración del sistema musculoesquelético en ciclistas pueden considerarse como herramientas fiables y menos costosas que las tradicionales.

Los resultados del **primer estudio** indican que una sesión de entrenamiento compuesto por intervalos de alta intensidad en ciclistas experimentadas produjo alteraciones en el complejo lumbopélvico - cadera. En concreto, se evidenció que, tras la sesión de ciclismo, las deportistas obtuvieron un peor rendimiento durante la evaluación de la estabilidad dinámica (SLD y BD), realizada a través de la aplicación "OCTOCORE". Esta herramienta fue sensible a la hora de objetivar las modificaciones inducidas como consecuencia de la fatiga moderada – alta (RPE = 8.6 ± 0.6), por una sesión de entrenamiento extenuante. Esto se basó en los hallazgos de **Arney et al. (2019)** [166], quienes encontraron los siguientes valores en respuesta a diferentes intensidades en sesiones de ejercicio por intervalos, usando el "Borg CR10" para correlacionarlo con el RPE de Borg, el % de reserva de la frecuencia cardíaca y el lactado en sangre (esfuerzo fácil 0.31 ± 7.3 ; esfuerzo moderado = 6.5 ± 1.2 ; esfuerzo duro = 8.9 ± 1.1).

Las pruebas SLD y BD analizan la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera con mayor intervención del pie o cintura escapular, respectivamente. Así, los resultados del presente estudio muestran que los efectos del ciclismo de alta intensidad afectan a la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera tanto en los movimientos que involucran al pie como a la cintura escapular. Hasta donde

sabemos, este es el primer estudio que analiza el efecto de una sesión de ciclismo intensa sobre estas variables en ciclistas entrenadas. Sin embargo, existe evidencia sobre posibles asociaciones entre la estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera y sus efectos sobre el rendimiento ciclista.

Rannama et al. (2017) [141], relacionaron el control corporal medido a través de la prueba FMS del ciclista con la estabilidad central durante el pedaleo, a diferentes intensidades, mostrando que los ciclistas con una puntuación menor (≤ 14 puntos) en la prueba movieron más su cuerpo sobre el sillín, debido a la baja estabilidad central y capacidad para controlar sus movimientos corporales. En la misma línea, la literatura científica previa ha indicado que existen sinergias musculares entre las extremidades superiores y el tronco, así como la influencia que la estabilidad de este último puede tener en el aumento de los momentos articulares de las extremidades superiores [178,179] o en la flexión lumbar [72,140]. Finalmente, es importante señalar que previamente se ha demostrado que la fatiga del complejo lumbopélvico - cadera provoca alteraciones en las variables cinemáticas durante el pedaleo, por lo que su estabilidad representa un factor clave desde la perspectiva biomecánica del ciclismo [63].

Los resultados de nuestro estudio demostraron que tanto la prueba SLD como la BD eran sensibles al entrenamiento de intervalos de alta intensidad en el ciclismo. Esto refuerza las ideas de estudios previos sobre la relación entre la estabilidad central y la mecánica de las extremidades inferiores y superiores durante el ciclismo [63,141]. Los hallazgos anteriores mostraron que el protocolo de fatiga post - complejo lumbopélvico - cadera aumentó el movimiento de la rodilla en el plano frontal y los valores de movimiento de la rodilla y el tobillo en el plano sagital en 13.4 - 54.3%, durante la prueba incremental en ciclismo [63]. Esto podría deberse a que el ciclista, cuando necesita aumentar la potencia en los pedales, se mueve hacia

la punta del sillín, lo que requiere una mayor estabilización de la musculatura del tronco para controlar la fuerza desde las extremidades superiores a las inferiores [141]. En este sentido, nuestra herramienta permite monitorizar la intensidad de la sesión detectando la aparición de posibles compensaciones que puedan provocar una deficiencia en la mecánica del pedaleo, aunque su potencial para cuantificar la carga de la sesión debe explorarse en futuros estudios.

Los hallazgos del **segundo estudio** mostraron que una carrera de ciclocross produce alteraciones en la estructura del pie no dominante en el grupo de larga distancia tanto en posición sentada como en la caída del navicular. Este estudio es el primero en analizar las modificaciones agudas que se producen en la estructura del pie tras una competición de ciclocross.

La escasa evidencia sobre los efectos del ciclismo, en cualquiera de sus disciplinas, sobre las deformaciones de la estructura del pie limita la discusión de nuestros resultados. Sin embargo, considerando la literatura científica existente sobre otros deportes, que comparten habilidades similares con el ciclocross, como correr, podemos inferir que la duración total de la competición y el lado dominante pueden ser factores que determinan los efectos que tiene una carrera de ciclocross en la estructura del pie [108,180].

Boyer et al. (2014) [180], analizaron los efectos de la carrera y mostraron que las estructuras que soportan el arco longitudinal medial pueden adaptarse a cargas cíclicas durante 45 minutos sin causar deformaciones en la estructura del pie de sujetos sanos. Esto concuerda con los resultados encontrados en nuestro grupo de ciclistas que compitió durante 30 minutos. Sin embargo, nuestros sujetos mostraron diferencias después de 50 minutos de competición. Nuestra investigación es la primera en realizar una valoración con un protocolo de tan larga duración en

ciclismo, revelando cambios que no fueron detectados en estudios previos. Del mismo modo, **Shiotani et al. (2020)** [181] señalaron que la caída del arco longitudinal está estrechamente relacionada con la reducción de la rigidez de la fascia plantar inducida por la carrera de larga distancia. Esta reducción está influenciada por la duración y la intensidad de la carrera [181]. Por lo tanto, nuestros hallazgos podrían ser indicativos de un umbral de fatiga de 50 minutos, a partir del cual se producen modificaciones que aumentan el riesgo de lesión del ciclista.

Además, **Tolly et al. (2014)** [15], demostraron que las acciones específicas involucradas en el ciclocross presentan un pico en las fuerzas de reacción vertical del suelo (2.9 del peso corporal) similar al encontrado en otros deportes como correr (2.6 peso corporal) o fútbol (2.4 peso corporal). **Barton et al. (2015)** [182], compararon la magnitud y la velocidad del desplazamiento del escafoides al correr y caminar sobre diferentes superficies (suelo y cinta). Llegaron a la conclusión de que los mayores GRF verticales producidos durante la carrera en el suelo están asociados con un aumento del movimiento navicular en comparación con la carrera o la marcha en cinta rodante. Esto podría justificar el hecho de que las ciclistas que pasaron más tiempo en la competición (50 minutos) y estuvieron más expuestas a un mayor número de acciones específicas de ciclocross presentasen una deformación de la estructura del pie [15].

Diversos estudios [109,183] han demostrado que la carrera de larga duración (media maratón y maratón) provoca deformación en el arco del pie (altura del navicular) y mayor pronación. Al respecto, **Cowley et al. (2013)** [108] encontraron una pronación significativa del lado no dominante, lo que podría estar asociado con la influencia de la dominancia lateral en la cinemática y cinética de las extremidades inferiores.

Pese a ser una especulación que debería ser probada en futuros estudios durante esta disciplina del ciclismo, podría explicar las diferencias encontradas entre los lados dominante y no dominante en nuestro estudio, ya que acciones como bajar, empujar o cargar la bicicleta sobre los hombros son tareas asimétricas que pueden reforzar dichas diferencias, más aún al observar el aumento de la carga mecánica en la extremidad inferior en esta disciplina. Es importante señalar que habilidad del ciclista influye directamente en la carga externa generada; los ciclistas experimentados tienen una mayor capacidad para recorrer el circuito sin desmontarse de la bicicleta, distribuyendo entre el 70% y el 90% del peso corporal en los pedales (incluso al saltar obstáculos y atravesar terrenos que generan fuerzas impredecibles, que son absorbidas por las extremidades inferiores al pedalear a mayor velocidad) [15].

Si bien los resultados del estudio actual son importantes en el área de la prevención y rehabilitación de lesiones deportivas, existen algunas limitaciones que deben abordarse. Primero, los datos individuales eran variables y el tamaño de la muestra pequeño. Por tanto, la falta de significación estadística podría deberse a un error de tipo II. En segundo lugar, la normativa UCI y nacional no permiten que las características de la competición (duración) sean las mismas para todas las categorías, debiendo participar según su edad. En tercer lugar, se necesitan estudios longitudinales con un grupo de control para analizar las modificaciones del pie en las lesiones de los ciclistas de ciclocross.

Los hallazgos del **tercer estudio** sugieren que la aplicación “Avatar 3D Feet” es una herramienta fiable para medir la estructura del pie de ciclistas. Hasta donde sabemos, este es el primer estudio para evaluar la fiabilidad de una aplicación que se utiliza para medir la estructura del pie. Además, estos hallazgos evidencian el potencial de la herramienta, ya que puede ser utilizada por las propias ciclistas de

una manera sencilla e intuitiva. Por tanto, podría ser un complemento innovador y útil para la rutina de entrenamiento del deportista. Sería interesante evaluar la fiabilidad de esta herramienta para hombres ciclistas y otras poblaciones. Además, resultaría conveniente evaluar la validez y precisión de esta aplicación para teléfonos inteligentes. Para ello, conviene compararlo con el método de escáner 3D, que tuvo los mejores valores de precisión en estudios previos [143].

Se encontraron valores CCI de moderados a muy altos en el “test” y “re-test” (0.65 a 0.94). De manera similar, las gráficas de Bland-Altman mostraron un sesgo cercano a cero para la mayoría de los atletas en todas las variables analizadas. Las diferencias observadas entre los valores del “test” y “re-test” en las variables medidas no fueron relevantes, con valor Cohen $d \leq 0.19$, con excepción del BW derecho en la posición sentada y el FL derecho en la posición de pie. En estos casos, la diferencia fue pequeña, con un valor Cohen $d \leq 0.22$. El error estándar de medición entre “test” y “re-test” (EEM) fue de 1.8 a 7.97 mm, mientras que la diferencia mínima detectable entre dos mediciones realizadas en diferentes momentos (MDD) fue de 4.98 a 22.08 mm.

Hasta donde sabemos, este estudio fue el primero en analizar la fiabilidad de las siguientes variables a través de una aplicación de teléfono inteligente, la circunferencia del empeine (CCI de 0.68 a 0.82), la longitud del pie (CCI de 0.65 a 0.94), la circunferencia de la bola (CCI de 0.81 a 0.87) y el ancho de bola (CCI de 0.87 a 0.90). Además, al ser la primera vez que se evaluaba a ciclistas, resultó imposible establecer similitudes entre nuestros hallazgos y estudios previos. No obstante, **Lee et al. (2012)** [143], de acuerdo con nuestros hallazgos, demostraron que el escáner de pie 3D parece ser fiable (con CCI de 0.95 a 0.98) para recopilar datos antropométricos del pie y consideraron este método como el “gold estándar” para registrar las dimensiones del pie – longitud del pie desde la bola, longitud

exterior del pie desde la bola y las dos dimensiones de ancho del pie (diagonal y horizontal), en comparación con otros métodos altamente fiables como el calibre digital (CCI de 0.74 a 0.98), huella digital (CCI de 0.94 a 0.98) y huella de tinta (CCI de 0.59 a 0.91).

Asimismo, **Wang et al. (2016)** [184], verificaron la alta fiabilidad y validez de un sistema de escáner de pie y tobillo 3D para la valoración de medidas antropométricas del pie, especialmente en las variables del antepié y las desviaciones que pueden ocurrir en esta zona debido a las diferentes elevaciones del talón. Estos hallazgos están cerca de los niveles de fiabilidad encontrados en el presente estudio para las variables anteriormente mencionadas, a pesar de que la herramienta de registro en el estudio actual es notablemente más barata y fácil de utilizar para las propias ciclistas. En nuestro estudio, las participantes tomaron fotografías de sus propios pies; esto podría haber provocado una alteración en la posición solicitada durante la medición. Sin embargo, estos ajustes corporales parecen no haber interferido de forma significativa en la fiabilidad (moderada a alta) de la aplicación.

Los tamaños del efecto del estudio actual difieren de los obtenidos por **Saghazadeh et al. (2015)** [185], en su estudio utilizaron un escáner de pie 3D para medir las variables (longitud del pie truncado, empeine, altura del escafoides, longitud del pie, circunferencia de la bola, anchura de la bola, anchura del talón y circunferencia del empeine) en posición sentada y de pie en población anciana y obtuvieron una enorme magnitud del efecto para ambas posiciones ($d \geq 0.8$). Estas inconsistencias pueden estar relacionadas con las herramientas de medición, la frecuencia de la actividad física o la edad de los participantes. **Stanković et al. (2018)** [186], demostraron que el método de medición del pie en 3D proporciona más información sobre la forma del pie en comparación con el método de la huella

en 2D. Asimismo, detectaron que características como el sexo o la frecuencia de la actividad deportiva, entre otras, pueden influir significativamente en la forma tridimensional del pie. En este sentido, sería interesante que futuros estudios examinasen hasta qué punto la sensibilidad y la precisión de la aplicación "Avatar 3D Feet" están vinculadas a este tipo de características de los sujetos.

Por lo tanto, la morfología del pie podría verse influida por la frecuencia de la actividad deportiva y, como **Mei et al. (2018)** [183], han demostrado, por el efecto agudo de la actividad deportiva. Estos autores utilizaron un escáner de pie 3D para evaluar los cambios en la morfología del pie (dimensiones: ancho de la bola y volumen del pie, circunferencia de la bola y altura del arco) en posición de pie provocados por ejercicios de carrera continua en diferentes distancias (10 y 20 km). Además, demostraron que un aumento en la distancia de carrera producía más alteraciones: por un lado, cambios en la distribución de la presión plantar, específicamente un aumento de la presión sobre el primer metatarsiano; por otro lado, una disminución en la comodidad percibida del calzado. Todos estos aspectos pueden tener un impacto crucial en los deportes de resistencia.

En el ciclismo, el pie es el punto de contacto directo con el pedal, lo que influye directamente en la cinemática del pedaleo [27]. En este sentido, la literatura científica se ha centrado en conocer el uso de ortesis o tipos de pedales. Para ello, se ha evaluado las presiones plantares durante el pedaleo y cómo esto podría afectar al rendimiento o provocar lesiones. En este contexto, **Davis et al. (2011)** [130], demostraron que el uso de pedales automáticos provocaba una distribución homogénea de las presiones plantares por todo el pie. Estos resultados contradicen los encontrados por **Sanderson et al. (2000)** [135] y **Yeo et al. (2014)** [133], que detectaron un aumento de la presión plantar por debajo del primer metatarsiano y hallux, lo que provocó una pérdida en la producción de energía durante el ciclismo.

Estos cambios son similares a los encontrados en el estudio de **Mei et al. (2018)** [183]. Sin embargo, hasta donde sabemos, la morfología del pie no ha sido estudiada en este deporte. Este estudio contribuiría a completar el cuerpo de conocimiento sobre las posibles asociaciones entre la estructura del pie y aspectos vinculados con el rendimiento, como el confort o las lesiones.

Conociendo la fiabilidad de este sistema y el hecho de que la práctica de actividad física puede alterar la morfología del pie, sería interesante evaluar la sensibilidad de esta aplicación a los efectos del entrenamiento o la competición en todas las disciplinas del ciclismo. Todos los estudios confirman la alta fiabilidad de los sistemas 3D, pero su mayor costo y las enormes dimensiones de la mayoría de los sistemas se muestran desventajosos en comparación con otros métodos de medición que también tienen una buena fiabilidad. Los avances en la tecnología móvil permiten a los usuarios utilizar los teléfonos inteligentes como herramientas de medición altamente fiables en el campo del movimiento corporal a través de goniómetros (CCI de 0.98 a 0.99) [187] e inclinómetros (CCI de 0.87 a 0.81) [154].

Por las razones anteriormente mencionadas y debido a la fiabilidad moderada a muy alta mostrada en el presente estudio, el uso de la aplicación “Avatar 3D Feet” puede postularse como una buena herramienta alternativa para la medición antropométrica del pie, teniendo en cuenta algunas limitaciones: las participantes fueron ciclistas de carretera altamente entrenadas, por lo que los resultados no se pueden extrapolar a toda la población ciclista. Será necesario profundizar en los estudios futuros y evaluar todas las disciplinas del ciclismo.

CONCLUSIONES

- I. Una sesión de entrenamiento intensa de ciclismo puede producir alteraciones significativas en el comportamiento lumbopélvico - cadera en ciclistas de élite. La aplicación "OCTOcore" ha resultado una herramienta sensible a la hora de detectar dichos cambios, lo que la convierte en un instrumento que podría ser fácilmente utilizado por las propias ciclistas y sus entrenadores durante sus rutinas de entrenamiento.

- II. Una competición de ciclocross desencadena una disminución en la altura del navicular, en posición sentada y una mayor caída del navicular, del lado no dominante, en mujeres ciclistas junior y élite. En este sentido, parece ser un aspecto clave a considerar en la preparación de ciclistas de ciclocross en pruebas de larga distancia.

- III. La aplicación "Avatar 3D Feet" puede ser empleada como herramienta de autoanálisis de la morfología del pie. Por tanto, podría ser utilizada para que las ciclistas autoevalúen el comportamiento del pie ante diferentes estímulos de fatiga. Así como, aplicarse en diversas áreas científicas, como las ortesis, diseño del calzado y el rendimiento del pie.

REFERENCIAS

- [1] Forte P, Marinho DA, Barbosa TM, Morouço P, Morais JE. Estimation of an Elite Road Cyclist Performance in Different Positions Based on Numerical Simulations and Analytical Procedures. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2020;8:538. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00538>.
- [2] Haeberle HS, Navarro SM, Power EJ, Schickendantz MS, Farrow LD, Ramkumar PN. Prevalence and Epidemiology of Injuries Among Elite Cyclists in the Tour de France. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2018;6. <https://doi.org/10.1177/2325967118793392>.
- [3] REAL FEDERACIÓN ESPAÑOLA DE CICLISMO
<https://rfec.com/index.php/es/smartweb/seccion/seccion/rfec/reglamentos-tecnicos-y-particulares> (accessed January 14, 2022).
- [4] Regulations | UCI
<https://www.uci.org/regulations/3MyLDDrwJCJJ0BGGOFzOat> (accessed January 14, 2022).
- [5] División de Estadística y Estudios SGTM de C y D. Anuario de estadísticas deportivas 2021. <https://www.culturaydeporte.gob.es/dam/jcr:b24c68ad-75ff-48d0-aa1f-d57075f22e64/anuario-de-estadisticas-deportivas-2021.pdf> (accessed August 13, 2021).
- [6] Phillips KE, Hopkins WG. Determinants of cycling performance: a review of the dimensions and features regulating performance in elite cycling competitions. *Sports Medicine - Open* 2020;6. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00252-z>.
- [7] Castronovo AM, Conforto S, Schmid M, Bibbo D, D'Alessio T. How to assess performance in cycling: The multivariate nature of influencing factors and

- related indicators. *Frontiers in Physiology* 2013;4 MAY. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00116>.
- [8] Ebert TR, Martin DT, Stephens B, Withers RT. Power output during a professional men's road-cycling tour. *Int J Sports Physiol Perform* 2006;1:324–35. <https://doi.org/10.1123/IJSP.1.4.324>.
- [9] Ebert T, Martin D, McDonald W, Victor J, Plummer J, Withers R. Power output during women's World Cup road cycle racing. *European Journal of Applied Physiology* 2005;95:529–36. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0039-y>.
- [10] Martin DT, McLean B, Trewin C, Lee H, Victor J, Hahn AG. Physiological characteristics of nationally competitive female road cyclists and demands of competition. *Sports Medicine* 2001;31:469–77. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00002>.
- [11] van Erp T, Sanders D, de Koning JJ. Training characteristics of male and female professional road cyclists: A 4-year retrospective analysis. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2020;15:534–40. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0320>.
- [12] Menaspà P, Sias M, Bates G, la Torre A. Demands of world cup competitions in elite women's road cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2017;12:1293–6. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0588>.
- [13] Peiffer JJ, Abbiss CR, Haakonssen EC, Menaspà P. Sprinting for the win: Distribution of power output in women's professional cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2018;13:1237–42. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0757>.

- [14] Bossi AH, O'Grady C, Ebreo R, Passfield L, Hopker JG. Pacing strategy and tactical positioning during cyclo-cross races. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2018;13:452–8. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0183>.
- [15] Tolly B, Chumanov E, Brooks A. Ground reaction forces and osteogenic index of the sport of cyclocross. *Journal of Sports Sciences* 2014;32:1365–73. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889839>.
- [16] Soden PD, Adeyefa BA. Forces applied to a bicycle during normal cycling. *Journal of Biomechanics* 1979;12:527–41. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(79\)90041-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90041-1).
- [17] Carmichael R, Heikkinen D, Mullin E, McCall N. Physiological response to cyclocross racing article history citation. *Sports and Exercise Medicine* 2017;3:74–80. <https://doi.org/10.17140/SEMOJ-3-152>.
- [18] Turpin NA, Watier B. Cycling biomechanics and its relationship to performance. *Applied Sciences (Switzerland)* 2020;10:1–15. <https://doi.org/10.3390/APP10124112>.
- [19] Burke ER. *Science of cycling*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers; 1986.
- [20] Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: Physiology and training - Part 1. *Sports Medicine* 2005;35:285–312. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535040-00002>.
- [21] Atkinson G, Davison R, Jeukendrup A, Passfield L. Science and cycling: Current knowledge and future directions for research. *Journal of Sports Sciences*, vol. 21, *J Sports Sci*; 2003, p. 767–87. <https://doi.org/10.1080/0264041031000102097>.

- [22] Jeukendrup AE, Martin J. Improving cycling performance: How should we spend our time and money. *Sports Medicine* 2001;31:559–69. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00009>.
- [23] García-López J. Valoración biomecánica I. In: Federación Española de Medicina del Deporte, editor. *Medicina y fisiología del ciclismo*, vol. 1, Barcelona: Nexus Médica Editores S.L.; 2009, p. 532–631.
- [24] Dorel S, Couturier A, Lacour J, Vandewalle H, Hautier C, Hug F. Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Med Sci Sports Exerc* 2010;42:1174–83. <https://doi.org/10.1249/MSS.0B013E3181C91F35>.
- [25] Douglas J, Ross A, Martin JC. Maximal muscular power: lessons from sprint cycling. *Sports Medicine - Open* 2021;7. <https://doi.org/10.1186/S40798-021-00341-7>.
- [26] Raasch CC, Zajac FE. Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology* 1999;82:515–25. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.2.515>.
- [27] FitzGibbon S, Vicenzino B, Sisto SA. Intervention at the foot-shoe-pedal interface in competitive cyclists. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2016;11:637–50.
- [28] Swart J, Holliday W. Cycling Biomechanics Optimization - The (R) evolution of bicycle fitting. *Current Sports Medicine Reports* 2019;18:490–6. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000665>.
- [29] Galindo-Martínez A, López-Valenciano A, Albaladejo-García C, Vallés-González JM, Elvira JLL. 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* 2021;18. <https://doi.org/10.3390/IJERPH18073719>.
- [30] Bini RR, Carpes FP. *Biomechanics of cycling*. Springer International Publishing; 2014. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-05539-8>.
- [31] Wadsworth DJS, Weinrauch P. The role of a bike fit in cyclists with hip pain. A clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2019;14:468–86. <https://doi.org/10.26603/ijsp20190468>.
- [32] Bini RR, Carpes FP. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 2010;9:223–35. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.540672>.
- [33] del Valle M. Valoración biomecánica II. In: Federación Española de Medicina del Deporte., editor. *Medicina y fisiología del ciclismo*, vol. 1, Barcelona: Nexus Médica Editores S.L.; 2009, p. 632–71.
- [34] Cordillet S, Bideau N, Bideau B, Nicolas G. Estimation of 3D knee joint angles during cycling using inertial sensors: accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion. *Sensors (Basel)* 2019;19. <https://doi.org/10.3390/S19112474>.
- [35] Peveler WW, Green JM. Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2011;25:269–33. <https://doi.org/10.1519/JSC.0B013E3181D09E60>.
- [36] Holliday W, Fisher J, Theo R, Swart J. Static versus dynamic kinematics in cyclists: A comparison of goniometer, inclinometer and 3D motion capture. *European*

- Journal of Sport Science 2017;17:1129–42.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1351580>.
- [37] Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical Factors Associated with Shoe/pedal Interfaces Implications for Injury. *Sports Medicine* 1994;17:117–31.
- [38] Pouliquen C, Nicolas G, Bideau B, Garo G, Megret A, Delamarche P, et al. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences* 2018;36.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1432066>.
- [39] Pouliquen C, Nicolas G, Bideau B, Bideau N. Impact of power output on muscle activation and 3d kinematics during an incremental test to exhaustion in professional cyclists. *Frontiers in Sports and Active Living* 2021;2.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2020.516911>.
- [40] Umberger BR, Martin PE. Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics* 2001;17:55–62.
<https://doi.org/10.1123/JAB.17.1.55>.
- [41] Xu JY, Nan X, Ebken V, Wang Y, Pottie GJ, Kaiser WJ. Integrated inertial sensors and mobile computing for real-time cycling performance guidance via pedaling profile classification. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 2015;19. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2322871>.
- [42] Scoz RD, Espindola TR, Santiago MF, Oliveira PR, Alves BMO, Ferreira LMA, et al. Validation of a 3D Camera System for Cycling Analysis. *Sensors (Basel)* 2021;21.
<https://doi.org/10.3390/S21134473>.
- [43] Cockcroft J, Muller J, Scheffer C. Robust tracking of bicycle crank angles using magneto-inertial sensors, domain constraints and functional frame alignment

- techniques. Proceedings of the institution of mechanical engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology 2018;232. <https://doi.org/10.1177/1754337116652048>.
- [44] Fonda B, Sarabon N, Li F. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. Journal of Sports Sciences 2014;32:940–6. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.868919>.
- [45] García-López J, Abal Del Blanco P. Kinematic analysis of bicycle pedalling using 2D and 3D motion capture systems. 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, 2017, p. 14–8.
- [46] Priego Quesada JI, Pérez-Soriano P, Lucas-Cuevas AG, Salvador Palmer R, Cibrián Ortiz de Anda RM. Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. Journal of Sports Sciences 2017;35:1459–65. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215496>.
- [47] Muyor JM, López-Miñarro PA, Alacid F. Spinal posture of thoracic and lumbar spine and pelvic tilt in highly trained cyclists. Journal of Sports Science and Medicine 2011;10:355–61.
- [48] Bressel E, Larson BJ. Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. Medicine and Science in Sports and Exercise 2003;35:327–32. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048830.22964.7C>.
- [49] Muyor JM. The influence of handlebar-hands position on spinal posture in professional cyclists. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation 2015;28:167–72. <https://doi.org/10.3233/BMR-140506>.
- [50] Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International

- Society of Electrophysiological Kinesiology 2009;19:182–98.
<https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2007.10.010>.
- [51] So R, Ng J, Ng G. Muscle recruitment pattern in cycling: A review. *Physical Therapy in Sport* 2005;6:89–96. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.02.004>.
- [52] Ryan MM, Gregor RJ. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1992;2. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-E](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-E).
- [53] da Silva JCL, Tarassova O, Ekblom MM, Andersson E, Rönquist G, Arndt A. Quadriceps and hamstring muscle activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. *European Journal of Applied Physiology* 2016;116. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3428-5>.
- [54] Li L. Neuromuscular Control and Coordination during Cycling. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 2004;75. <https://doi.org/10.1080/02701367.2004.10609129>.
- [55] Dorel S, Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2008;18:857–65. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2007.03.002>.
- [56] Holliday W, Swart J. Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports Medicine and Health Science* 2021;3:93–100. <https://doi.org/10.1016/J.SMHS.2021.02.007>.
- [57] Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaler F, Trinity JD. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on*

- Biomedical Engineering 2008;55:2666–74.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2001130>.
- [58] Sayers MGL, Tweddle AL. Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling. *International Journal of Sports Medicine* 2012;33:314–9.
<https://doi.org/10.1055/s-0031-1291363>.
- [59] Sayers MG, Tweddle AL, 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;15:169–74.
<https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2011.09.002>.
- [60] Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2010;20:102–7.
<https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2008.10.003>.
- [61] Bailey MP, Maillardet FJ, Messenger N. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences* 2003;21:649–57. <https://doi.org/10.1080/0264041031000102015>.
- [62] Moreno-Pérez V, Courel-Ibáñez J, Mateo-March M, López-Samanes Á, Delcoso J. Descriptive profile for lower-limb range of motion in professional road cyclists. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2021;61:359–64.
<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.11178-2>.
- [63] Abt JP, Smoliga JM, Brick MJ, Jolly JT, Lephart SM, Fu F. Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2007;21:1300–4. <https://doi.org/10.1519/R-21846.1>.

- [64] Priego Quesada JI, Kerr ZY, Bertucci WM, Carpes FP. A retrospective international study on factors associated with injury, discomfort and pain perception among cyclists. *PLoS One* 2019;14:e0211197–e0211197. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211197>.
- [65] Mellion MB. Common Cycling Injuries: management and prevention. *Sports Medicine* 1991;11:52–70. <https://doi.org/10.2165/00007256-199111010-00004>.
- [66] Sanner WH, O'Halloran WD. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2000;90:354–76. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-7-354>.
- [67] de Bernardo N, Barrios C, Vera P, Laíz C, Hadala M. Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *Journal of Sports Sciences* 2012;30:1047–53. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.687112>.
- [68] Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. Cycling injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2007;15:748–56. <https://doi.org/10.5435/00124635-200712000-00008>.
- [69] Clarsen B, Krosshaug T, Bahr R. Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine* 2010;38:2494–501. <https://doi.org/10.1177/0363546510376816>.
- [70] Barrios C, Bernardo ND, Vera P, Laíz C, Hadala M. Changes in sports injuries incidence over time in world-class road cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 2014;34. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389983>.
- [71] Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries: A review of the literature. *Sports Medicine* 2006;36:7–18. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636010-00002>.

- [72] Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'Sullivan PB. 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;9:211–9. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.06.002>.
- [73] Streisfeld GM, Bartoszek C, Creran E, Inge B, McShane MD, 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;9:75–9. <https://doi.org/10.1177/1941738116676260>.
- [74] Dannenberg AL, Needle S, Mullady D, Kolodner KB. Predictors of injury among 1638 riders in a recreational long-distance bicycle tour: cycle across maryland. *American Journal of Sports Medicine* 1996;24:747–53. <https://doi.org/10.1177/036354659602400608>.
- [75] Kotler DH, Babu AN, Robidoux G. Prevention, evaluation, and rehabilitation of cycling-related injury. *Current Sports Medicine Reports* 2016;15:199–206. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000262>.
- [76] Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces: implications for injury. *Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise* 1994;17:117–31. <https://doi.org/10.2165/00007256-199417020-00004>.
- [77] Johnston TE, Baskins TA, Koppel R v, Oliver SA, Stieber DJ, Høglund LT. The influence of extrinsic factors on knee biomechanics during cycling: a systematic review of the literature. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2017;12:1023–33. <https://doi.org/10.26603/ijsp20171023>.

- [78] van der Walt A, Janse van Rensburg DC, Fletcher L, Grant CC, van der Walt AJ. Non-traumatic injury profile of amateur cyclists. *South African Journal of Sports Medicine* 2014;26:119. <https://doi.org/10.7196/sajsm.555>.
- [79] Tenan MS, Peng YL, Hackney AC, Griffin L. Menstrual cycle mediates vastus medialis and vastus medialis oblique muscle activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2013;45:2151–7. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318299a69d>.
- [80] Konopka JA, Hsue LJ, Dragoo JL. Effect of oral contraceptives on soft tissue injury risk, soft tissue laxity, and muscle strength: a systematic review of the literature. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2019;7. <https://doi.org/10.1177/2325967119831061>.
- [81] Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2005;35:292–9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.5.292>.
- [82] Segarra V, Heredia JR, Peña G, Sampietro M, Moyano M, Mata F, et al. Core y sistema de control neuro-motor: mecanismos básicos para la estabilidad del raquis lumbar. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte* 2014;28:521–9. <https://doi.org/10.1590/s1807-55092014005000005>.
- [83] Potter JJ, Sauer JL, Weisshaar CL, Thelen DG, Ploeg HL. Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2008;40:1126–34. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181666eea>.
- [84] 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;17:312–7. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.012>.
- [85] Rostami M, Ansari M, Noormohammadpour P, Mansournia MA, Kordi R. 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* 2015;28:635–44. <https://doi.org/10.3233/BMR-140559>.
- [86] Welte L, Kelly LA, Lichtwark GA, Rainbow MJ. Influence of the windlass mechanism on arch-spring mechanics during dynamic foot arch deformation. *Journal of the Royal Society Interface* 2018;15. <https://doi.org/10.1098/rsif.2018.0270>.
- [87] Kapandji AI. *Fisiología articular*, 2012, p. 162–90.
- [88] Harcourt-Smith WEH, Aiello LC. Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion. *Journal of Anatomy* 2004;204:403–16. <https://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00296.x>.
- [89] Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture* 2002;15:282–91. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5).
- [90] McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: A new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* 2015;49:290. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>.
- [91] Xu M, Li JX, Hong Y, Wang L. Foot morphology in chinese adolescents aged between 13 to 18 years varies by gender and age. *Medical Science Monitor* 2019;25:937–45. <https://doi.org/10.12659/MSM.912947>.

- [92] van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and Ankle Clinics* 2003;8:419–30. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00084-6).
- [93] Gwani AS, Asari MA, Ismail ZIM. How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia Morphologica* (Poland) 2017;76:682–8. <https://doi.org/10.5603/FM.a2017.0049>.
- [94] Babu D, Bordoni B. Anatomy, bony pelvis and lower limb, medial longitudinal arch of the foot. StatPearls Publishing; 2020.
- [95] Cailliet R. Anatomía funcional, biomecánica. Marbán; 2005.
- [96] Matsubara K, Matsushita T, Tashiro Y, Tasaka S, Sonoda T, Nakayama Y, et al. Repeatability and agreement of ultrasonography with computed tomography for evaluating forefoot structure in the coronal plane. *Journal of Foot and Ankle Research* 2017;10. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0198-1>.
- [97] Card RK, Bordoni B. Anatomy, bony pelvis and lower limb, foot muscles. StatPearls Publishing; 2020.
- [98] Koyama K, Yamauchi J. Altered postural sway following fatiguing foot muscle exercises. *PLoS ONE* 2017;12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189184>.
- [99] Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait and Posture* 2013;37:445–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>.
- [100] Mootanah R, Song J, Lenhoff M, Hafer J, Backus S, Gagnon D, et al. Foot Type Biomechanics Part 2: Are structure and anthropometrics related to function? *Gait and Posture* 2013;37:452–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.008>.

- [101] Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot and Ankle International* 2006;27:367–72. <https://doi.org/10.1177/107110070602700509>.
- [102] Lee SY, Hertel J. Effect of static foot alignment on plantar-pressure measures during running. *Journal of Sport Rehabilitation* 2012;21:137–43. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.137>.
- [103] Xiao S, Zhang X, Deng L, Zhang S, Cui K, Fu W. Relationships between foot morphology and foot muscle strength in healthy adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2020;17. <https://doi.org/10.3390/ijerph17041274>.
- [104] Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: A useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics* 1987;20:547–51. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90255-7).
- [105] Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. *Physical Therapy* 2000;80:864–71. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.864>.
- [106] Nakhaee Z, Rahimi A, Abaee M, Rezasoltani A, Kalantari KK. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *Foot* 2008;18:84–90. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2008.01.004>.
- [107] Saeki J, Tojima M, Torii S. Relationship between navicular drop and measuring position of maximal plantar flexion torque of the first and second-fifth metatarsophalangeal joints. *Journal of Physical Therapy Science* 2015;27:1795–7. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1795>.

- [108] Cowley E, Marsden J. The effects of prolonged running on foot posture: A repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *Journal of Foot and Ankle Research* 2013;6:20. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-20>.
- [109] Fukano M, Inami T, Nakagawa K, Narita T, Iso S. Foot posture alteration and recovery following a full marathon run. *European Journal of Sport Science* 2018;18:1338–45. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1499134>.
- [110] Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2005;95:235–41. <https://doi.org/10.7547/0950235>.
- [111] Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine* 2006;36:189–98.
- [112] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* 1992;5:383–9. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>.
- [113] Sulowska I, Mika A, Oleksy Ł, Stolarczyk A. The influence of plantar short foot muscle exercises on the lower extremity muscle strength and power in proximal segments of the kinematic chain in long-distance runners. *BioMed Research International* 2019;2019. <https://doi.org/10.1155/2019/6947273>.
- [114] Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait and Posture* 2007;25:127–34. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.005>.

- [115] Khamis S, Dar G, Peretz C, Yizhar Z. The relationship between foot and pelvic alignment while standing. *Journal of Human Kinetics* 2015;46:85–97. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0037>.
- [116] Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *Foot* 2012;22:224–31. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.03.006>.
- [117] Mei Q, Gu Y, Xiang L, Baker JS, Fernandez J. Foot pronation contributes to altered lower extremity loading after long distance running. *Frontiers in Physiology* 2019;10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00573>.
- [118] Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait and Posture* 2015;41:395–401. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.10.025>.
- [119] Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics* 2010;25:745–8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012>.
- [120] Elataar FF, Abdelmajeed SF, Abdellatif NMN, Mohammed MM. Core muscles' endurance in flexible flatfeet: A cross - sectional study. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 2020;20:404–10.
- [121] Sulowska I, Oleksy Ł, Mika A, Bylina D, Soltan J. The influence of plantar short foot muscle exercises on foot posture and fundamental movement patterns in long-distance runners, a non-randomized, non-blinded clinical trial. *PLoS ONE* 2016;11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157917>.

- [122] Javdaneh N, Mozafaripour E, Javdaneh N, Davati kazemneya Y, Pourmahmodyan P. Comparing isometric strength of selected lower extremity muscles in hyperpronated foot with healthy male athletes *Physical Treatments* 2014;4:90–5.
- [123] Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports* 2008;7:39–44. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69>.
- [124] Studnicka K, Ampat G. *Lumbar Stabilization*. StatPearls Publishing; 2021.
- [125] Bergmark A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica* 1989;60:1–54. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>.
- [126] Faries MD, Greenwood M. Core training: stabilizing the confusion. *Strength and Conditioning Journal* 2007;29:10–25. <https://doi.org/10.1519/00126548-200704000-00001>.
- [127] Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research* 1995;13:802–8. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130521>.
- [128] Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007;39:991–5. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235>.
- [129] Hennig EM, Sanderson DJ. In-shoe pressure distributions for cycling with two types of footwear at different mechanical loads. *Journal of Applied Biomechanics* 1995;11:68–80. <https://doi.org/10.1123/jab.11.1.68>.

- [130] Davis A, Pemberton T, Ghosh S, Maffulli N, Padhiar N. Plantar pressure of clipless and toe-clipped pedals in cyclists - a pilot study. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* 2011;1:20-4.
- [131] Davis RR, Hull ML. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics* 1981;14. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90013-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90013-0).
- [132] Burns AC, Kram R. The effect of cycling shoes and the shoe-pedal interface on maximal mechanical power output in bicycling 2019. <https://doi.org/10.31236/osf.io/wkxsx>.
- [133] Yeo BK, Bonanno DR. The effect of foot orthoses and in-shoe wedges during cycling: A systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research* 2014;7:31. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-31>.
- [134] Dinsdale NJ, Williams AG. Can forefoot varus wedges enhance anaerobic cycling performance in untrained males with forefoot varus? 2010.
- [135] Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences* 2000;18:173-81. <https://doi.org/10.1080/026404100365072>.
- [136] Mornieux C, Stapelfeldt B, Collhofer A, Belli A. Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 2008;29:817-22. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038374>.
- [137] O'Neill B, Graham K, Moresi M, Perry P, Kuah D. Custom formed orthoses in cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2011;14:529-34. <https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2011.04.002>.

- [138] Baur H, Hoffmann J, Reichmuth A, Müller S, Mayer F. [Influence of carbon fiber foot orthoses on plantar pressure distribution in cycling]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin* 2012;26:12–7. <https://doi.org/10.1055/S-0032-1310348>.
- [139] Jarboe NE, Quesada PM. The effects of cycling shoe stiffness on forefoot pressure. *Foot & Ankle International* 2003;24:784–8. <https://doi.org/10.1177/107110070302401009>.
- [140] Wiest MJ, Diefenthaler F, Mota CB, Carpes FP. Changes in postural stability following strenuous running and cycling. *Journal of Physical Education and Sport* 2011;11:406–13.
- [141] Rannama I, Pedak K, Bazanov B, Port K. Cycling specific postural stability during incremental exercise: The relationship with cyclists functional movement screen score. *Journal of Human Sport & Exercise* 2017;12:83–95. <https://doi.org/10.14198/jhse.2017.121.07>.
- [142] Asplund C, Ross M. Core stability and bicycling. *Current Sports Medicine Reports* 2010;9:155–60. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de0f91>.
- [143] Lee YC, Lin G, Wang MJJ. Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of Foot and Ankle Research* 2014;7:44. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0044-7>.
- [144] Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research* 2014;7. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0055-4>.

- [145] Fraser JJ, Koldenhoven RM, Saliba SA, Hertel J. Reliability of ankle-foot morphology, mobility, strength, and motor performance measures. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2017;12:1134–49. <https://doi.org/10.26603/ijsp20171134>.
- [146] Motantasut P, Hunsawong T, Mato L, Donpunha W. Reliability of novice and experienced physiotherapists using the normalized navicular height truncated and the foot posture index-6 for classifying static foot posture in adults. *Journal of Physical Therapy Science* 2019;31:392–7. <https://doi.org/10.1589/jpts.31.392>.
- [147] Langley B, Cramp M, Morrison SC. Clinical measures of static foot posture do not agree. *Journal of Foot and Ankle Research* 2016;9. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0180-3>.
- [148] Christensen BH, Andersen KS, Pedersen KS, Bengtsen BS, Simonsen O, Kappel SL, et al. Reliability and concurrent validity of a novel method allowing for in-shoe measurement of navicular drop. *Journal of Foot and Ankle Research* 2014;7:12. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-12>.
- [149] Bourdon E, Mavor M, Hay DC. Assessment of three-dimensional trunk kinematics and muscle activation during cycling with independent cranks. *Journal of Sports Science and Medicine* 2017;16:536–42.
- [150] O'Sullivan K, Verschueren S, Pans S, Smets D, Dekelver K, Dankaerts W. Validation of a novel spinal posture monitor: Comparison with digital videofluoroscopy. *European Spine Journal* 2012;21:2633–9. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2440-7>.
- [151] Okada T, Huxel KC, Nesser TW. Relationship between core stability, functional movement, and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2011;25:252–61. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b22b3e>.

- [152] Kraus K, Schütz E, Taylor WR, Doyscher R. Efficacy of the functional movement screen: a review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2014;28:3571–84. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000556>.
- [153] McEvoy MP, Wilkie K, Williams MT. Anterior pelvic tilt in elite cyclists—A comparative matched pairs study. *Physical Therapy in Sport* 2007:22–9. <https://doi.org/doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.09.022>.
- [154] Ullucci PA, Tudini F, Moran MF. Reliability of smartphone inclinometry to measure upper cervical range of motion. *Journal of Sport Rehabilitation* 2019;28:1–3. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0048>.
- [155] Capela NA, Lemaire ED, Baddour N. Feature selection for wearable smartphone-based human activity recognition with able bodied, elderly, and stroke patients. *PLoS ONE* 2015;10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0124414>.
- [156] Moncada-Torres A, Leuenberger K, Gonzenbach R, Luft A, Gassert R. Activity classification based on inertial and barometric pressure sensors at different anatomical locations. *Physiological Measurement* 2014;35:1245–63. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/7/1245>.
- [157] del Rosario MB, Redmond SJ, Lovell NH. Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors (Switzerland)* 2015;15:18901–33. <https://doi.org/10.3390/s150818901>.
- [158] Barbado D, Irlés-Vidal B, Prat-Luri A, García-Vaquero M, Vera-García F. Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE* 2018;13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>.

- [159] Kabir MA, Rahman SS, Islam MM, Ahmed S, Laird C. Mobile apps for foot measurement in pedorthic practice: scoping review. *JMIR MHealth and UHealth* 2021;9. <https://doi.org/10.2196/24202>.
- [160] Perrott MA, Pizzari T, Opar M, Cook J. Development of clinical rating criteria for tests of lumbopelvic stability. *Rehabilitation Research and Practice* 2012;2012:1–7. <https://doi.org/10.1155/2012/803637>.
- [161] Butowicz CM, Ebaugh DD, Noehren B, Silfies SP. Validation of two clinical measures of core stability. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2016;11:15–23.
- [162] Guillén-Rogel P, Franco-Escudero C, Marín PJ. Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ* 2019;2019. <https://doi.org/10.7717/peerj.7485>.
- [163] Rao S, Riskowski JL, Hannan MT. Musculoskeletal conditions of the foot and ankle: Assessments and treatment options. *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology* 2012;26:345–68. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2012.05.009>.
- [164] Allen H, Goggan A. *Entrenar y correr con potenciómetro*. 1ª. 2014.
- [165] Jameson C, Ring C. Contributions of local and central sensations to the perception of exertion during cycling: Effects of work rate and cadence. *Journal of Sports Sciences* 2000;18:291–8. <https://doi.org/10.1080/026404100365027>.
- [166] Arney BE, Glover R, Fusco A, Cortis C, de Koning JJ, van Erp T, et al. Comparison of RPE (rating of perceived exertion) scales for session RPE. *International*

- Journal of Sports Physiology and Performance 2019;14:994–6.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0637>.
- [167] Zinoubi B, Zbidi S, Vandewalle H, Chamari K, Driss T. Relationships between rating of perceived exertion, heart rate and blood lactate during continuous and alternated-intensity cycling exercises. *Biology of Sport* 2018;35:29–37.
<https://doi.org/10.5114/biolSport.2018.70749>.
- [168] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2005;19:231–40.
- [169] Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18:420–5. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.11.004>.
- [170] Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd Edition. New York: Routledge; 1988. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>.
- [171] Hassan NM, Buldt AK, Shields N, Landorf KB, Menz HB, Munteanu SE. Reproducibility of foot dimensions measured from 3-dimensional foot scans in children and adolescents with Down syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research* 2020;13. <https://doi.org/10.1186/S13047-020-00403-1>.
- [172] Dankel SJ, Loenneke JP. Effect sizes for paired data should use the change score variability rather than the pre-test variability. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2018. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002946>.
- [173] Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2009;41:3–12.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.

- [174] Hopkins WG, Schabert EJ, Hawley JA. Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine* 2001;31:211–34. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00005>.
- [175] Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International Journal of Nursing Studies* 2010;47:931–6. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001>.
- [176] Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine* 1998;26:217–38. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>.
- [177] Popovic ZB, Thomas JD. Assessing observer variability: A user's guide. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* 2017;7:317–24. <https://doi.org/10.21037/cdt.2017.03.12>.
- [178] Costes A, Turpin NA, Villegier D, Moretto P, Watier B. Influence of position and power output on upper limb kinetics in cycling. *Journal of Applied Biomechanics* 2016;32:140–9. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0295>.
- [179] Turpin NA, Costes A, Moretto P, Watier B. Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports Sciences* 2017;35:557–64. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1179777>.
- [180] Boyer ER, Ward E, Derrick TR. Medial longitudinal arch mechanics before and after a 45 minute run. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2014;140:626131907009. <https://doi.org/10.7547/12-106.1>.
- [181] Shiotani H, Mizokuchi T, Yamashita R, Naito M, Kawakami Y. Acute effects of long-distance running on mechanical and morphological properties of the

- human plantar fascia. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 2020;30:1360–8. <https://doi.org/10.1111/sms.13690>.
- [182] Barton CJ, Kappel SL, Ahrendt P, Simonsen O, Rathleff MS. Dynamic navicular motion measured using a stretch sensor is different between walking and running, and between over-ground and treadmill condition. *Journal of Foot and Ankle Research* 2015. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0063-z>.
- [183] Mei Q, Gu Y, Sun D, Fernandez J. How foot morphology changes influence shoe comfort and plantar pressure before and after long distance running? *Acta of Bioengineering and Biomechanics Original Paper* 2018;20. <https://doi.org/10.5277/ABB-01112-2018-02>.
- [184] Wan FKW, Yick K-L, Yu WWM. Validation of a 3D foot scanning system for evaluation of forefoot shape with elevated heels 2016. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.12.005>.
- [185] Saghazadeh M, Kitano N, Okura T. Gender differences of foot characteristics in older japanese adults using a 3D foot scanner. *Journal of Foot and Ankle Research* 2015;8. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0087-4>.
- [186] Stanković K, Booth BG, Danckaers F, Burg F, Vermaelen P, Duerinck S, et al. Three-dimensional quantitative analysis of healthy foot shape: A proof of concept study. *Journal of Foot and Ankle Research* 2018;11. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0251-8>.
- [187] Wellmon RH, Gulick DT, Paterson ML, Gulick CN. Validity and reliability of 2 goniometric mobile apps: Device, application, and examiner factors. *Journal of Sport Rehabilitation* 2016;25:371–9. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0041>.



ANEXOS

A continuación, se exponen los artículos de este proyecto de tesis:

- I. Primer estudio: **Artículo 1.**
- II. Segundo estudio: **Artículo 2.**
- III. Tercer estudio: **Artículo 3.**

RESUMEN PRIMER ESTUDIO:

Artículo 1.

RESUMEN. ESTUDIO 1.

OBJETIVO

El propósito del presente estudio es valorar los efectos de un entrenamiento de intensidad en la estabilidad del complejo lumbopélvico-cadera a través de dos test dinámicos – Peso muerto con una sola pierna (SLD) y la variación del perro-pájaro modificado (BD), a través de la aplicación OCTOcore.

METODOLOGÍA

Treinta y una ciclistas de ruta de elite autoevaluaron su propia estabilidad del complejo lumbopélvico - cadera con sus propios teléfonos inteligentes, antes e inmediatamente después de terminar la sesión de entrenamiento de intervalos de alta intensidad. Se valoraron el lado derecho, izquierdo y el valor promedio para cada prueba de ejercicio dinámico.

RESULTADOS

Un efecto tiempo significativo en el rendimiento para las pruebas SLD y BD ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.137$), y las pruebas SLD y BD "post-test" se incrementaron con respecto a al "pre-test" a la sesión al 15% y 17%, respectivamente.

CONCLUSIÓN

Una sesión intensa de ciclismo produce alteraciones significativas en el comportamiento lumbopélvico en mujeres ciclistas elite. La aplicación OCTOcore demostró que es una herramienta sensible para detectar estos cambios y de fácil uso para las propias ciclistas.

RESUMEN SEGUNDO ESTUDIO:

Artículo 2.

RESUMEN. ESTUDIO 2.

OBJETIVO

El objetivo del presente estudio fue investigar los efectos agudos de una competición nacional de ciclocross en la estructura del pie de ciclistas altamente entrenadas dependiendo de la duración de la carrera.

METODOLOGÍA

Once mujeres ciclistas de ciclocross participaron en este estudio. Se midieron la altura del navicular en las posiciones sentada y de pie y caída del navicular antes e inmediatamente después de una competición nacional de ciclocross.

RESULTADOS

La altura del navicular en la posición sentada y la caída del navicular se alteraron en el lado no dominante de las ciclistas de ciclocross junior y élite ($p < 0.05$) cuando la duración de la carrera fue de 50 minutos. Sin embargo, no se detectaron diferencias significativas para estas variables cuando la duración de la carrera fue de 30 minutos ($p < 0.05$) con ciclistas jóvenes.

CONCLUSIÓN

Este estudio mostró que, inmediatamente después de una competición de ciclocross de 50 minutos de duración se redujo la altura del navicular en posición sentada e incrementó la caída del navicular del pie no dominante de las ciclistas junior y élite.

RESUMEN TERCER ESTUDIO:

Artículo 3.

RESUMEN. ESTUDIO 3.

OBJETIVO

El propósito del presente estudio fue valorar la fiabilidad de la aplicación Avatar 3D en el análisis de la estructura del pie de ciclistas.

METODOLOGÍA

Treinta y cinco ciclistas de ruta evaluaron su propio pie a través de la aplicación "Avatar 3D Feet" en dos ocasiones separadas por 10 minutos. Las variables circunferencia del empeine, longitud del pie, circunferencia y ancho de la bola fueron registradas en las posiciones sentada y de pie.

RESULTADOS

Todas las variables dependientes mostraron valores de CCI de moderados a muy altos con CV bajos (<6%), sin evidencias de cambios significativos en ninguna de las variables.

CONCLUSIÓN

La aplicación "Avatar 3D Feet" resultó fiable y fácil de utilizar para analizar la morfología del pie de mujeres ciclistas en posición sentada y de pie.

<https://doi.org/10.1080/19424280.2021.1995052>

