

TESIS DOCTORAL

EVALUACIÓN DINÁMICA DEL MORFOTIPO
RAQUÍDEO Y ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO
DE LA MUSCULATURA DEL TRONCO EN
CICLISTAS



UNIVERSIDAD
DE ALMERÍA

José Antonio Antequera Vique

Almería, noviembre 2022

EVALUACIÓN DINÁMICA DEL MORFOTIPO RAQUÍDEO Y ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DE LA MUSCULATURA DEL TRONCO EN CICLISTAS

*DYNAMIC EVALUATION OF THE SPINAL MORPHOLOGY AND
ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF TRUNK MUSCULATURE
IN CYCLISTS*



UNIVERSIDAD
DE ALMERÍA

DOCTORADO EN EDUCACIÓN

José Antonio Antequera Vique

Director:

Dr. José María Muyor Rodríguez

Almería, noviembre 2022

Evaluación dinámica del morfotipo raquídeo y análisis electromiográfico de la musculatura del tronco en ciclistas.

Dynamic evaluation of the spinal morphology and electromyographic analysis of trunk musculature in cyclists.

AUTOR:

José Antonio Antequera Vique

DIRECTOR:

José María Muyor Rodríguez

Programa de Doctorado en Educación

La presente tesis doctoral se va a estructurar de la siguiente manera: en un inicio, se presenta una introducción, a modo de contextualización, de las principales características del ciclismo, de la morfología de la columna vertebral y de la musculatura del tronco para, una vez contextualizada, exponer tres estudios realizados. En el primero de ellos, se desarrolla una revisión bibliográfica con el objetivo de evaluar si la práctica del ciclismo produce modificaciones de la morfología de la columna vertebral, en las posturas adoptadas por los ciclistas, tanto fuera de la bicicleta como sobre la misma. En el segundo estudio, se evalúan las adaptaciones de la columna vertebral, así como la actividad de la musculatura del tronco del ciclista, al comparar la postura en bipedestación con la postura mantenida sobre la bicicleta, pedaleando a baja resistencia. Por último, en el tercer estudio, se evalúan las adaptaciones de la morfología del tronco, tanto en el plano sagital, como en el transversal, así como la actividad muscular durante una prueba incremental, tomando como referencia los umbrales ventilatorios de cada ciclista.

Resumen

El dolor espalda es una de las dolencias más prevalentes en ciclismo. Por ello, es importante conocer los aspectos que podrían influir sobre la morfología de la columna vertebral y la musculatura del tronco. Así, se podrían aplicar posibles programas de entrenamiento a los ciclistas y/o ajustar la biomecánica de sus bicicletas, con el objetivo de mejorar la salud raquídea de estos deportistas.

En este sentido, uno de los principales objetivos de la presente tesis doctoral fue conocer si el ciclismo afecta a la morfología de la columna, tanto en las posturas realizadas fuera de la bicicleta, como su adaptación sobre la bicicleta en función del tipo y posición del manillar. Para ello, se realizó una revisión sistemática de la literatura científica siguiendo la estructura PRISMA. Los estudios seleccionados cumplieron con los siguientes criterios: a) el diseño del estudio fue transversal o longitudinal (experimental o de cohortes); b) dichos estudios evaluaron la disposición sagital del raquis en posturas fuera de la bicicleta y sobre ella; c) se incluyeron a ciclistas sanos y entrenados, sin lesiones o sin dolor lumbar. En cuanto a los resultados, quince estudios informaron que se observó una mayor inclinación pélvica cuando el manillar estaba en una posición más baja. Dieciséis estudios encontraron que la flexión lumbar era mayor cuando el agarre del manillar estaba más bajo y distal con respecto al sillín. Doce estudios reportaron una tendencia hacia una mayor flexión torácica a medida que aumentaba el tiempo de pedaleo sobre la bicicleta. En conclusión, durante la práctica del ciclismo, la columna vertebral se adapta a las diferentes configuraciones del manillar (según la distancia y altura con respecto al sillín). Además, en las posturas mantenidas fuera de la bicicleta, los ciclistas presentan un aumento de la cifosis torácica en bipedestación, así como una mayor inclinación pélvica y una mayor capacidad de flexión lumbar en la posición de flexión del tronco, en comparación con personas que no practican ciclismo.

El segundo estudio que compone esta tesis doctoral, tuvo como objetivos principales: 1) evaluar y comparar la morfología de la columna torácica, lumbar e inclinación del sacro, en el plano sagital, en bipedestación versus la posición de pedaleo sobre la bicicleta de carretera; 2) evaluar y comparar la actividad de la musculatura del trapecio (fibras superiores y medias), infraespinoso, dorsal ancho, erector de la columna, recto anterior del abdomen, oblicuo externo y pectoral mayor, en bipedestación versus pedaleando sobre la bicicleta de carretera; y 3) correlacionar la morfología raquídea con la actividad de la musculatura del tronco, en las posturas de bipedestación y pedaleando sobre la

bicicleta de carretera. Para ello, 12 ciclistas sanos y activos en competición, participaron voluntariamente en el estudio. A todos ellos, utilizando un sistema de 16 cámaras infrarrojas, se les evaluó la morfología de la columna torácica y lumbar, y la inclinación del sacro, tanto en bipedestación en el suelo, como pedaleando sobre sus bicicletas a baja resistencia. Además, utilizando un equipo de electromiografía de superficie, se les registró la actividad de la musculatura del tronco en dichas posturas.

Los resultados mostraron una mayor cifosis torácica en bipedestación, en comparación con la postura adoptada sobre la bicicleta ($37,71^\circ \pm 9,43^\circ$ vs. $35,82^\circ \pm 9,91^\circ$, respectivamente; $p = 0,51$; $d = 0,20$). La curvatura lumbar se modificó, pasando de lordosis en bipedestación ($-26,82^\circ \pm 6,36^\circ$) a una flexión lumbar durante la pedalada ($15,14^\circ \pm 6,14^\circ$) ($p < 0,001$; $d = 1,92$). La inclinación del sacro fue significativamente mayor al pedalear sobre la bicicleta, que en la postura de bipedestación ($27,81^\circ \pm 5,47$ vs. $15,13^\circ \pm 7,88^\circ$, respectivamente; $p < 0,001$; $d = 2,43$). Con respecto a la activación muscular, pedaleando sobre la bicicleta, se observaron incrementos significativos de la musculatura del infraespinoso, el dorsal ancho, el oblicuo externo y el pectoral mayor, en comparación con la postura en bipedestación. En conclusión, la morfología de la columna vertebral (torácica y lumbar) y la inclinación del sacro son dinámicas (cambian cíclicamente sus valores angulares) dependiendo de la posición del pedal durante el ciclo de pedaleo. Además, durante la pedalada a baja resistencia se produce una mayor activación de la musculatura del tronco con respecto a la postura en bipedestación.

Por último, el tercer estudio que compone esta tesis doctoral, tuvo como objetivos: 1) evaluar el comportamiento de la columna torácica, lumbar e inclinación del sacro en el plano sagital; la flexión de la columna torácica y lumbar en el plano frontal y la torsión del tronco en el plano transversal; 2) comparar la activación de la musculatura del core (trapecio, infraespinoso, dorsal ancho, erector de la columna, recto anterior del abdomen, oblicuo externo y pectoral mayor) en función de los umbrales ventilatorios, identificados durante un test incremental en ciclismo y; 3) identificar qué musculatura del core tiene una mayor activación en cada zona de intensidad. Para ello, a un total de 12 ciclistas se les evaluó la postura de la columna y la activación de ocho músculos del core, durante un test incremental de carácter maximal, con sus propias bicicletas. La flexión de la columna torácica, lumbar y la inclinación del sacro, así como la activación de la musculatura del core, aumentaron significativamente a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo (Inicio < VT1 < VT2 < VO₂max). Concretamente, el recto abdominal mostró una

significativa mayor activación muscular que el resto de los músculos evaluados del core. Como conclusión, a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo en ciclismo, los ciclistas incrementan significativamente la flexión de la columna torácica, lumbar e inclinación del sacro en el plano sagital, la flexión de la columna torácica y lumbar en el plano frontal, la rotación del tronco en el plano transversal, así como la activación de la musculatura del core, principalmente del recto anterior del abdomen.

Abstract

Back pain is one of the most prevalent ailments in cycling. Therefore, it is essential to know the aspects that could influence the spine and trunk musculature morphology. Thus, possible training programs could be applied to cyclists and/or adjust their bicycles' biomechanics to improve these athletes' spinal health.

In this sense, one of the main objectives of this doctoral thesis was to determine whether cycling affects the spinal morphology, both in the postures performed outside the bicycle and its adaptation on the bicycle, depending on the type and position of the handlebars. Therefore, a systematic review of the scientific literature was carried out, following the PRISMA structure. The selected studies met the following criteria: a) the study design was transversal or longitudinal (experimental or cohort); b) these studies evaluated the sagittal arrangement of the rachis in off-bike and on-bike postures; c) healthy and trained cyclists, without injuries or low back pain, were included. In terms of results, fifteen studies reported that a more significant pelvic tilt was observed when the handlebars were in a lower position. Sixteen studies found that lumbar flexion was greater when the handlebar grip was lower and more distal to the saddle. Twelve studies reported a trend toward greater thoracic flexion as the time spent cycling increased. In conclusion, during cycling, the spine adapts to the different configurations of the handlebars (according to distance and height). In addition, in postures maintained outside the bicycle, cyclists present an increase in thoracic kyphosis in standing position, a greater pelvic tilt, and a greater capacity for lumbar flexion in the trunk flexion position compared to people who do not practice cycling.

The second study that composed this doctoral thesis had as main objectives: 1) to evaluate and compare the morphology of the thoracic spine, lumbar spine, and pelvic tilt, in the sagittal plane, in standing versus pedaling position on the road bicycle; 2) to evaluate and compare the activity of the trapezius musculature (upper and middle fibers), infraspinatus, latissimus dorsi, erector spinae, anterior rectus abdominis, external oblique and pectoralis major, in standing versus pedaling on the road bicycle; and 3) to correlate the spinal morphology with the activity of the trunk musculature, in the standing and pedaling postures on the road bicycle. For this purpose, 12 healthy cyclists, active in competition, voluntarily participated in the study. The morphology of the thoracic and lumbar spine and the inclination of the sacrum were evaluated while standing and pedaling on their

bicycles with a system of 16 infrared cameras. In addition, using surface electromyography equipment, the activity of the trunk musculature in these postures was recorded.

The results showed a greater thoracic kyphosis while standing compared to the posture adopted on the bicycle ($37.71^\circ \pm 9.43^\circ$ vs. $35.82^\circ \pm 9.91^\circ$, respectively; $p = 0.51$; $d = 0.20$). Lumbar curvature went from lordosis when standing ($-26.82^\circ \pm 6.36^\circ$) to lumbar flexion when pedaling ($15.14^\circ \pm 6.14^\circ$) ($p < 0.001$; $d = 1.92$). Sacral tilt was significantly greater pedaling on the bicycle than in the standing posture ($15.13^\circ \pm 7.88^\circ$ vs. $27.81^\circ \pm 5.47$, respectively; $p < 0.001$; $d = 2.43$). Regarding muscle activation and pedaling on the bicycle, significant increases were observed in the infraspinatus, latissimus dorsi, external oblique, and pectoralis major muscles compared to the standing posture. In conclusion, the morphology of the spine (thoracic and lumbar) and the inclination of the sacrum are dynamic (their angular values change cyclically) depending on the position of the pedal during the pedaling cycle, in addition to there being a greater activation of the trunk musculature compared to the standing posture.

Finally, the third study that composed this doctoral thesis had the following objectives: 1) to evaluate the behaviour of the thoracic spine, lumbar spine, and sacral tilt in the sagittal plane, thoracic and lumbar spine flexion in the frontal plane, and trunk torsion in the transverse plane; 2) to compare the activation of core muscles (trapezius, infraspinatus, latissimus dorsi, erector spinae, anterior rectus abdominis, external oblique, and pectoralis major), as a function of ventilatory thresholds, identified during an incremental cycling test; and 3) to identify which core musculature has greater activation in each intensity zone. A total of 12 cyclists were assessed for spinal posture and activation of the eight core muscles during an incremental maximal test on their bicycles. Thoracic spine flexion, lumbar spine flexion, and pelvic tilt, as well as core muscle activation, increased significantly with increasing exertion intensity (Start < VT1 < VT2 < VO2max). Specifically, the rectus abdominis showed significantly greater muscle activation than the other core muscles evaluated. In conclusion, as the intensity of cycling effort increases, cyclists significantly increase thoracic spine flexion, lumbar spine flexion and pelvic tilt in the sagittal plane, thoracic and lumbar spine flexion in the frontal plane, trunk rotation in the transverse plane, as well as core musculature activation.

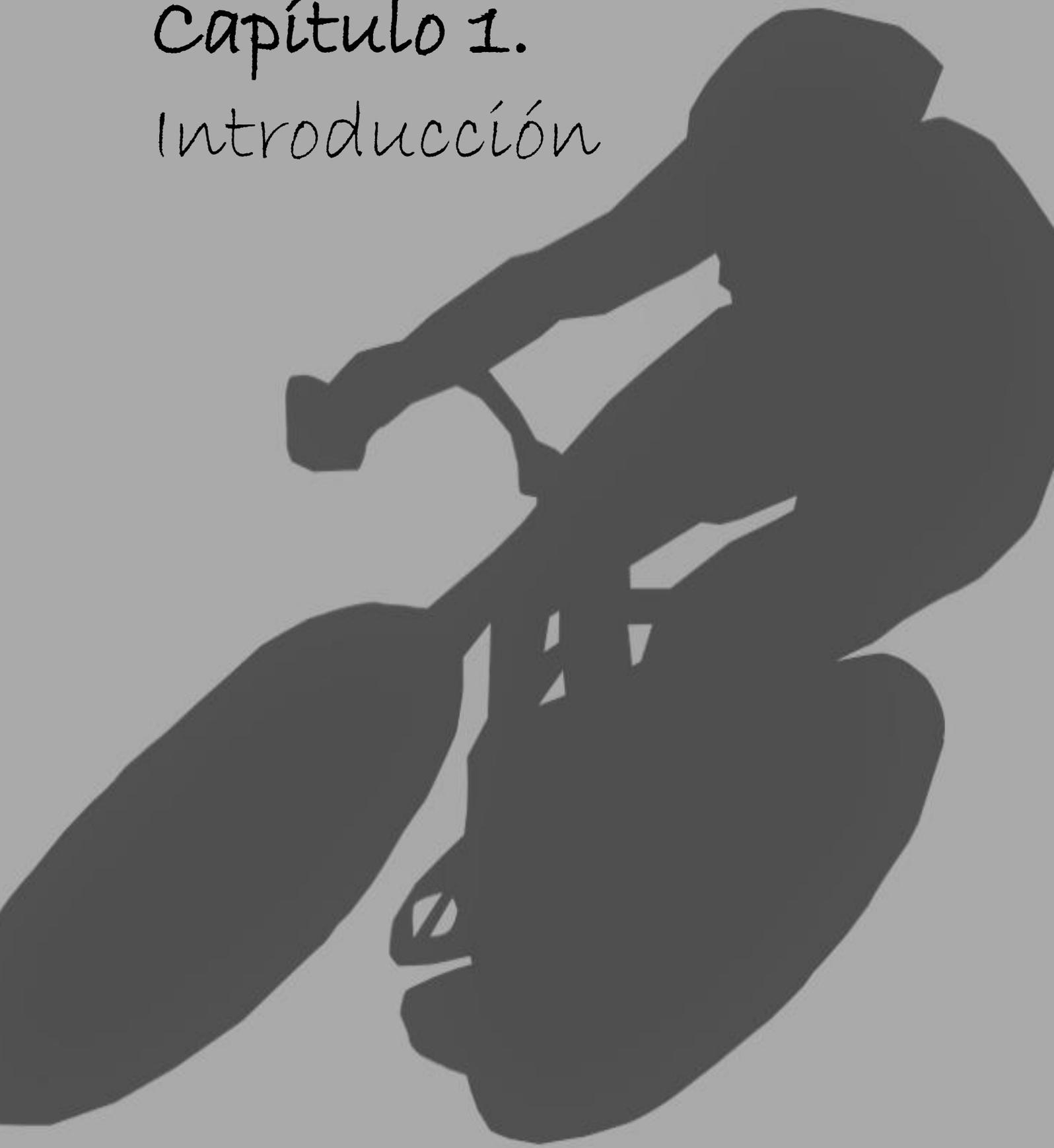
ÍNDICE

Capítulo 1. Introducción	9
1.1. Ciclismo	11
1.1.1. Ciclismo de carretera	11
1.1.2. La bicicleta de carretera	15
1.2. La columna vertebral	30
1.2.1. Estructuras pasivas de la columna vertebral	30
1.2.2. Morfología de la columna vertebral	32
1.3. Musculatura del tronco	42
1.4. Técnica para la captura del movimiento	48
1.5. Técnica para el registro de la actividad muscular	50
Capítulo 2. Objetivos	59
2.1. Objetivos generales	61
2.2. Objetivos específicos	61
Capítulo 3. Estudio 1. Efectos de la práctica del ciclismo en la morfología y la postura de la columna vertebral en ciclistas profesionales y recreativos: una revisión sistemática	63
3.1. Introducción	65
3.2. Método	66
3.2.1. Estrategia de búsqueda	66
3.2.2. Selección de los estudios	67
3.2.3. Extracción de datos	67
3.3. Resultados	68
3.3.1. Selección de los artículos	68
3.3.2. Características de los artículos seleccionados	69
3.3.3. Morfología de la columna vertebral adoptada sobre la bicicleta	86
3.3.4. Morfología de la espina fuera de la bicicleta	110
3.4. Discusión	126
3.4.1. Problemas metodológicos	126

3.4.2. Morfología espinal.....	127
3.4.3. Limitaciones del estudio y futuras investigaciones.....	130
3.5. Conclusiones	130
3.6. Implicaciones de la ergonomía	131
Capítulo 4. Estudio 2. Evaluación de la morfología dinámica de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición. Comparación entre la postura en bipedestación y su adaptación dinámica sobre la bicicleta.....	133
4.1. Introducción.....	135
4.2. Material y método	137
4.2.1. Participantes	137
4.2.2. Procedimiento	138
4.3. Resultados	144
4.4. Discusión	149
4.5. Conclusiones	155
Capítulo 5. Estudio 3. Efecto del incremento de la intensidad de esfuerzo sobre la morfología de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición	157
5.1. Introducción.....	159
5.2. Material y método	161
5.2.1. Participantes	161
5.2.2. Procedimiento	163
5.3. Resultados	171
5.4. Discusión e implicaciones.....	177
5.5. Conclusiones	182
Capítulo 6. Conclusiones	183
6.1. Conclusiones generales	185
6.2. Conclusiones específicas	185
Capítulo 7. Limitaciones	187
Capítulo 8. Bibliografía.....	191

Capítulo 1.

Introducción



1.1. Ciclismo

El ciclismo es uno de los deportes más populares del mundo (Decock et al., 2016; Priego Quesada et al., 2019). Concretamente, en España, la Encuesta de Hábitos Deportivos 2020 revela que el ciclismo es practicado por el 6,7% de la población española, ya sea para utilizarlo como medio de transporte, como hobby o a modo competitivo. Esto lo sitúa como el 4º deporte más practicado (con una frecuencia de al menos una vez a la semana) y en la 2ª posición, con una práctica del 31,3% de personas (que lo realiza al menos una vez al año) (Ministerio de Cultura y Deporte, 2021).

Además, el ciclismo es uno de los modos de transporte más sostenibles para el medio ambiente (Troncoso et al., 2019), promoviendo una mejor salud psicológica y física entre sus usuarios (Oja et al., 2011), reduciendo la probabilidad de padecer diabetes de tipo 2, cáncer u obesidad, entre otras patologías (Campbell & Turner, 2018; Martland et al., 2019; Nordengen et al., 2019; Reiner et al., 2013).

1.1.1. Ciclismo de carretera

Aunque existe una gran variedad de modalidades ciclistas, este trabajo se va a centrar en las modalidades de ciclismo de carretera.

Según la Real Federación Española de Ciclismo, en sus Reglamentos Técnicos de 2021, para el ciclismo de carretera existen diferentes categorías de licencias y diferentes distancias en competición, según su categoría:

- Promesas. La edad establecida es de 8 años. Participarán en juegos y gymkanas, según la normativa de su federación autonómica. La prueba en línea será en un recorrido totalmente llano y la distancia será de 1 km.
- Principiantes. Las edades estarán comprendidas entre los 9 y 10 años y al igual que la categoría “promesas”, participarán en juegos y gymkanas, según la normativa de su federación autonómica. La prueba en línea será en un recorrido totalmente llano y la distancia será de 1 km.
- Alevines. En esta categoría engloban a ciclistas entre los 11 y 12 años. Las reuniones serán en su mayoría juego del niño con la bicicleta y no sobrepasarán los 5 km el primer año y los 10 km el segundo año. Se realizarán en circuitos llanos y cerrados al tráfico.
- Infantiles. Las edades irán comprendidas entre los 13 y 14 años.

Al igual que la categoría “alevín”, las reuniones serán en su mayoría de juego con la bicicleta. Sin embargo, la distancia máxima serán los 20 km siendo en circuitos llanos y cerrados al tráfico.

- Cadetes. Las edades de esta categoría irán de los 15 a los 16 años.

En esta categoría habrá pruebas en línea y pruebas contra el reloj. La prueba en línea tendrá una distancia máxima de 60 km. La prueba contra el reloj individual tendrá una distancia máxima de 12 km. Por último, la prueba contra el reloj por equipos tendrá una distancia máxima de 20 km.

En esta categoría se podrá competir 35 días al año con un intervalo de 2 días entre prueba y a partir de julio se podrá competir con un intervalo de un solo día.

Entre una competición de prueba por etapas y la siguiente competición, habrá un intervalo de 10 días y si es entre etapa y prueba será de 3 días.

Existen 3 tipos de pruebas para esta categoría:

- Por etapas. Para los corredores cadetes de 15 años se establece una limitación de participación a una prueba por etapas, por temporada. Para los corredores cadetes de 16 años se establece una limitación de dos pruebas por etapas, por temporada.
- Por tiempos. Celebradas, preferentemente, entre el 1 de julio y el 15 de septiembre, se podrá hacer un prólogo de hasta 4 km y una contrarreloj de hasta 8 km, sin contarlos como día de carrera. Finalmente, se podrán realizar 3 etapas en línea, con un día de descanso, sin superar un total de 160 km.
- Pruebas por puntos. Deberán estar organizadas en dos días consecutivos. El kilometraje medio, como máximo, será de 50 km.

- Junior. Las edades estarán comprendidas entre los 17 y 18 años.

Las distancias por recorrer son: contra el reloj individual, un máximo de 20 km, contra el reloj por equipos, un máximo de 40 km y en línea hasta un máximo 130 km. Esta última distancia máxima dependerá de la época del año: en marzo – abril serán hasta los 80 km, mayo – junio hasta los 100 km, julio – agosto hasta los 120 km y en septiembre y octubre el máximo será de 130 km.

El número máximo de días de competición serán de 40.

Existen 3 tipos de pruebas para esta categoría:

- Por etapas. Para los corredores Junior de 17 años se establece una limitación de participación de 3 pruebas por etapas de más de dos días y, para los

corredores Junior de 18 años, se establece una limitación de cuatro pruebas de más de dos días por temporada.

- Por tiempos. Celebradas entre el 15 de junio y el 30 de septiembre, con un máximo de 4 etapas. Se permitirá un día con dos medias etapas, que deberán ser: una contra el reloj individual (con un máximo de 12 km) o por equipos (con un máximo de 22 km) y la otra media etapa, en línea de 70 km como máximo. En todo caso se mantendrán 3 horas de descanso entre ambos sectores. Por otro lado, con un máximo de 120 km por etapa, se podrá realizar una etapa contra el reloj por equipos de 30 km o una etapa contra el reloj individual de 20 km. La distancia máxima total será de 400 km.
- Challenges. Están compuestos por un máximo de tres etapas en días consecutivos. No se autorizan días con dos sectores. La distancia media es de 100 km. Las challenges deberán celebrarse entre el 15 de junio y el 30 de septiembre.
- Sub-23 y Élite. El número de días de carrera, exceptuando la participación con la selección nacional, se limita a un máximo de 40 días de carrera para los corredores de 19 años, y de 50 días para los corredores de 20 años, computando las pruebas de un día y los días correspondientes de las pruebas por etapas.

Para las pruebas en línea se recomiendan etapas de 180 km para los corredores sub-23 y de 200 km para los Élite.

Para las pruebas individuales contra el reloj, se recomienda para los sub-23 un límite de 40 km y para los Élite un máximo de 50 km.

Finalmente, para las pruebas por equipos contra el reloj, se recomienda para los sub-23 unos 50 km y para los Élite unos 60 km.

- Challenges. La duración máxima de una challenge será de cuatro días, sin autorizarse días con dos sectores.
- En las pruebas por etapas, el número máximo será de seis etapas. De estas, un día podrá tener dos sectores con las siguientes condiciones: una etapa será en línea con 80 km como máximo. Se recomienda que la etapa en línea se dispute en primer lugar. La otra etapa será una contra el reloj individual o contra el reloj por equipos (en este caso se celebrará en el primer tercio de la Vuelta). El intervalo entre la llegada del primer sector y la salida del segundo será de 3 horas, y de 4 horas si hubiese traslado. Las distancias máximas por etapa se establecen entre los 140 km y los 150 km. Para las etapas de contra el reloj

individual será de 20 km máximo, y para las contra el reloj por equipos será de 30 km, como máximo.

- Máster 30: Los kilómetros máximos permitidos serán de 120 km. Exceptuando cuando compita con Élite y Sub-23, donde la distancia se ajustará a dichas categorías.
- Máster 40. La distancia máxima en competición será de 100 km.
- Máster 50 y 60. La distancia máxima en competición será de 75 km.

Por otro lado, la Real Federación Española de Ciclismo establece diferentes tipos de pruebas en el ciclismo de carretera:

- Pruebas de un día. Se desarrolla en una sola jornada, con una única salida y llegada. Yendo, aproximadamente, las distancias desde los 60 hasta los 280 km.
- Pruebas contra el reloj individual. Las distancias aproximadas son desde los 10 hasta los 80 km.
- Pruebas contra el reloj por equipos. Las distancias se sitúan entre 20 y 100 km. En esta disciplina el mínimo de corredores será de 2 y el máximo será de 10, pero siempre estará determinado por el organizador.
- Pruebas por etapas. Estas pruebas tienen un mínimo de 2 días, pudiendo disputarse entre etapas en línea y etapas contra el reloj, siendo regidas por sus respectivas normativas.
- Critérium. Esta prueba se realizará en un circuito cerrado y se disputará con la clasificación de la última vuelta o con el máximo número de puntos obtenidos en sprints intermedios.
- Pruebas individuales. En estas pruebas solo participarán corredores a título individual, con una distancia máxima de 170 km para los hombres y de 120 km para las mujeres.

El número de corredores titulares, por equipo, estará determinado por el organizador, con un mínimo de 4 ciclistas y un máximo de 8 ciclistas. El máximo de participantes por prueba será de 200 ciclistas.

1.1.2. La bicicleta de carretera

Según los Reglamentos de la Unión Ciclista Internacional (UCI) del 2016, los aspectos más importantes son:

Artículo 1.3.006. “La bicicleta es un vehículo a dos ruedas de igual diámetro, la rueda delantera es directriz, la rueda trasera es motriz, accionada por un sistema de pedales sobre una cadena”.

Artículo 1.3.008. “El corredor debe estar en posición sentada sobre la bicicleta, posición de base. Esta posición requiere solamente los siguientes puntos de apoyo: el pie sobre el pedal, las manos sobre el manillar y el asiento sobre el sillín”.

Artículo 1.3.009. “La bicicleta estará provista de un sistema de dirección comandado por un manillar que permita su conducción y capacidad de maniobra en todas circunstancias y con seguridad”

Artículo 1.3.010. “La propulsión de la bicicleta se asegura únicamente a través de las piernas, con un movimiento circular ayudado por los pedales, sin asistencia eléctrica o de otro tipo. En paraciclismo, las prótesis mecánicas de los miembros inferiores o superiores sólo pueden ser utilizadas por aquellos ciclistas que hayan sido evaluados según el procedimiento de clasificación UCI y que tienen como status revisión R o confirmado C. No puede utilizarse ninguna prótesis mecánica de los miembros inferiores fuera de las pruebas paraciclistas”

En el artículo 1.3.011 se hace una diferencia entre las bicicletas utilizadas en carretera, pista y en las pruebas de ciclo-cross. También, se referencian las especificaciones de las bicicletas utilizadas en BTT, BMX, trial, ciclismo en sala y paraciclismo.

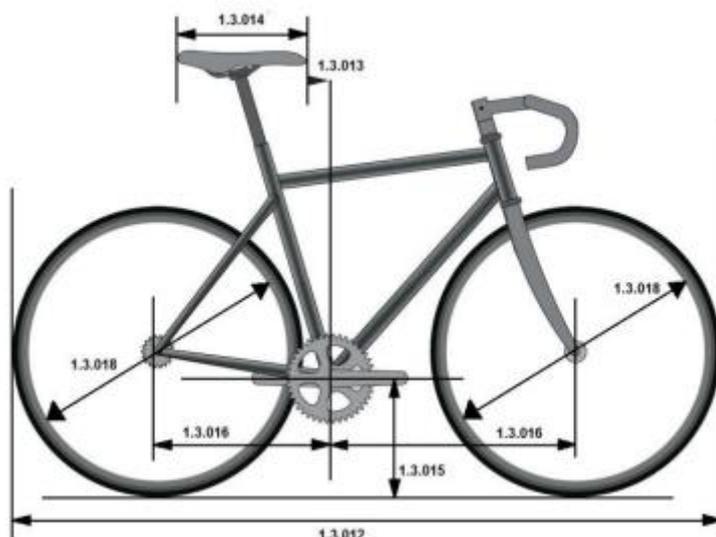


Figura 1. Ilustración de los elementos de la bicicleta referidos en los artículos 1.3.011. a 1.3.025.

Artículo 1.3.012. “Una bicicleta no debe tener una longitud superior a 185 cm y una anchura superior a 50 cm”.

Artículo 1.3.013. “La punta del sillín debe situarse como mínimo a 5 cm por detrás de la vertical que pasa por el eje pedalier. Esta distancia no es aplicable a la bicicleta del corredor que participa en una prueba de velocidad en pista (200 metros, vuelta lanzada, velocidad, velocidad por equipos, keirin, 500 metros y kilómetro), de todas maneras, la punta del sillín no debe sobrepasar la vertical que pasa por el eje pedalier. La punta del sillín puede adelantarse hasta la vertical que pasa por el eje pedalier, en la medida que sea necesario por causas morfológicas. Se entiende por causa morfológica, todo aquello que concierne a la talla o a la longitud de los miembros del corredor. El corredor, que por estos motivos, utilice una bicicleta cuyas distancias son inferiores a las indicadas, debe informar al colegio de comisarios en el momento de efectuar el control. Se puede pedir la derogación por causas morfológicas, tal y como se indica en el artículo 1.3.023”.

Artículo 1.3.014. “El plano que pasa por los puntos más elevados desde la parte delantera hasta la trasera del sillín puede tener un ángulo máximo de nueve grados, en relación a la horizontal. La longitud del sillín será de 24 cm como mínimo y de 30 cm como máximo. Se autoriza una tolerancia de 5 mm”.

Artículo 1.3.015. “La distancia entre el eje del pedalier y el suelo deberá ser de 24 cm como mínimo y de 30 cm como máximo”.

Artículo 1.3.016. “La distancia entre las verticales que pasan por el eje del pedalier y el eje de la rueda delantera deberá ser de 54 cm como mínimo y de 65 cm como máximo. La distancia entre las verticales que pasan por el eje del pedalier y el eje de la rueda trasera deberá ser de 35 cm como mínimo y de 50 cm como máximo”.

Artículo 1.3.017. “La distancia entre las extremidades interiores de la horquilla no sobrepasarán los 11.5 cm, la distancia entre las extremidades interiores de los tirantes no sobrepasarán los 14.5 cm”.

Artículo 1.3.018. “El diámetro de las ruedas será de 70 cm como máximo y de 55 cm como mínimo incluyendo la cubierta. Para las bicicletas de ciclo-cross, la anchura del revestimiento de las ruedas (medido entre las partes más anchas) no puede sobrepasar los 33 mm y éstas no pueden contener ni clavos ni puntas. Para las competiciones en ruta en grupo así como para las pruebas de ciclo-cross, sólo los modelos aprobados previamente por la UCI pueden ser utilizados. Las ruedas contendrán 12 radios como mínimo, éstos pueden ser redondos, planos u ovalados, en ningún caso la dimensión de sus secciones puede exceder los 10 mm”.

Artículo 1.3.019. “El peso de la bicicleta no podrá ser inferior a 6’800 kg”.

Artículo 1.3.020. “Para las competiciones en ruta que no sean contra-reloj y para las pruebas en pista, el cuadro de la bicicleta será de tipo clásico, de forma triangular. Estará constituida por elementos tubulares rectos (forma redonda, ovalada, en gota de agua, u otros), una línea recta podrá dibujarse en el interior de cada elemento, exceptuando en las bases y en los cables. Los elementos se dispondrán de tal manera que los puntos de anclaje estén dispuestos según el siguiente esquema: El tubo superior (1) une la parte más alta del tubo de dirección (2) al punto más alto del tubo trasero (4), el tubo trasero (que se prolonga por la tija del sillín) une la caja del pedalier, el tubo oblicuo (3) une la caja del pedalier a la base del tubo de dirección (2). Los triángulos traseros están formados por los cables (5), los soportes (6) y el tubo trasero (4), de tal forma que los puntos de anclaje de los cables no sobrepasan el límite fijado por la inclinación del tubo superior. Los elementos tendrán 8 cm de altura máxima y 2.5 cm de grosor como mínimo. El grosor mínimo se reduce a 1 cm para los cables (5) y los soportes (6). El grosor mínimo de los elementos de la horquilla es de 1 cm, siendo éstos rectos o curvados (7). La inclinación del tubo superior (1) está autorizado en la medida en la que este elemento se dibuja en el interior de un plano horizontal de una altura máxima de 16

cm y de un grosor mínimo de 2.5 cm. Para las competiciones en contra-reloj en ruta y en las competiciones en pista, los elementos del cuadro de la bicicleta pueden ser tubulares o compactos, ensamblados o dispuestos en una sola pieza, de formas libres (construcción en arco, de cuna, en potro o en otros). “Estos elementos, comprendida la caja del pedalier, deberán encuadrarse en el interior del dibujo de la “forma triangular” especificada en el artículo 1.3.020. La unión entre los elementos del cuadro deberá encuadrarse dentro del triángulo isósceles cuyos lados iguales tienen el mismo valor que la altura del elemento, siendo de 8 cm”

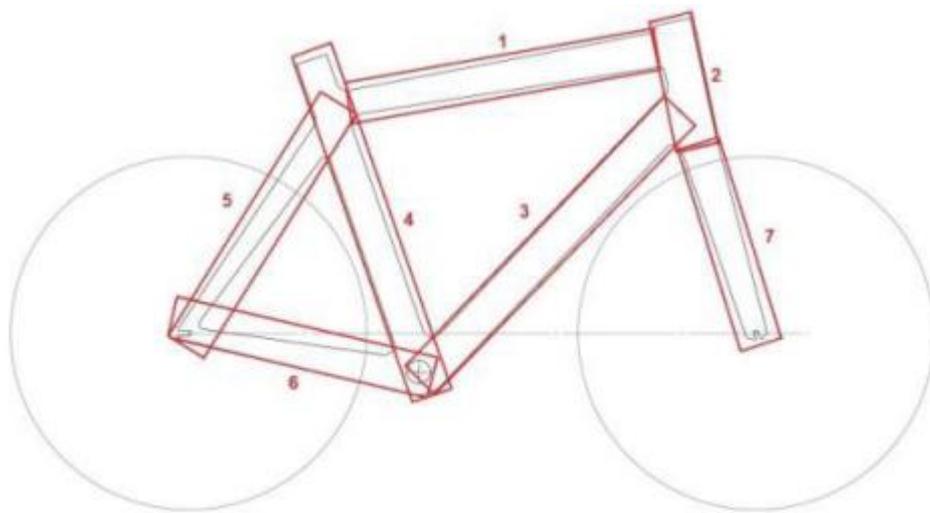


Figura 2. Ilustración general de la forma referidos al Artículo 1.3.020.

Debido a los últimos avances en la investigación y, a su vez, en el desarrollo de materiales, la UCI ha creado este reglamento donde se especifican todos los parámetros de los cuales una bicicleta no puede salirse. Algunos de estos avances son debidos a que el rendimiento de los ciclistas se ve muy afectado por la resistencia que experimentan, como puede ser la resistencia aerodinámica o resistencia al arrastre, la resistencia a la rodadura, la fricción de los cojinetes de las ruedas y del tren de transmisión y la pendiente de la carretera (Blocken et al., 2018).

La aerodinámica es una de las variables de mayor potencial de mejora para el ciclista (Barry et al., 2015; Blocken et al., 2018; Chabroux et al., 2012; Forte et al., 2021). Esto es debido a que, a unos 50 km/h, aproximadamente el 90% de la resistencia que tiene que vencer el ciclista es el aire (Defraeye et al., 2010; Lukes et al., 2005). Por ello, es importante alcanzar la posición lo más rectilínea posible del ciclista, para mejorar su

rendimiento (Chabroux et al., 2012). En este sentido, la superficie frontal del objeto que se mueve, en este caso el ciclista, va a depender de tener una mejor o peor aerodinámica. Así, para disminuir este rozamiento, existen diferentes instrumentos ciclistas como por ejemplo trajes muy ceñidos de una sola pieza y de fibras suaves, afeitarse la piel o la utilización de los cascos de “gota de agua” (Blocken et al., 2018).

Por otro lado, la mecánica de la bicicleta también puede ayudar al ciclista a bajar los niveles de rozamiento del aire. Algunas pruebas realizadas en un túnel del viento han mostrado que los ajustes en la posición del ciclista ayudan a una disminución de la resistencia aerodinámica (Barry et al., 2015; García-López et al., 2008).

Por todo esto, en el ciclismo actual existe un importante desarrollo para la mejora de la aerodinámica, pero siempre dentro de las normas establecidas por la Unión Ciclista Internacional (García-López et al., 2002).

Otra fuerza de resistencia a destacar en el ciclismo es la resistencia a la rodadura (Blocken et al., 2018; Forte et al., 2021). Existen muchos factores que influyen en este aspecto, como puede ser: el ancho del neumático, el tipo de fabricante de este último, la presión del mismo (aumentando la resistencia de rodadura si es demasiado alta o baja), el diámetro de la rueda (un diámetro de la rueda alto tiene una menor rodadura que una rueda con un diámetro bajo) e incluso, el balanceo del ciclista (que al estar de pie sobre la bicicleta y llevar el centro de gravedad hacia delante, también hace aumentar la resistencia de rodadura) (Bouillod et al., 2018; Maier et al., 2018, 2019).

Por otro lado, es sabido que un correcto ajuste de la bicicleta contribuye a un mejor rendimiento deportivo (Fonda & Sarabon, 2010). En este sentido, los cambios en la geometría de la bicicleta pueden influir hacia una mejor adaptación del ciclista con la bicicleta (Ansari et al., 2017; Bini & Hunter, 2021; Fonda & Sarabon, 2010), disminuyendo, en gran medida, los impactos articulares durante el ciclo de pedalada (Ansari et al., 2017; Bini & Hunter, 2021; Fonda & Sarabon, 2010). En esta línea, Villarroya et al. (2001) reportaron que el ciclismo puede ser un deporte recomendado para personas que necesiten una rehabilitación, ya que produce una mayor actividad muscular en los miembros inferiores en comparación con la marcha, además de tener muy poco impacto articular.

En este sentido, diferentes autores aseguran que una adecuada postura sobre la bicicleta es importante, tanto para obtener un buen rendimiento deportivo, como para evitar

lesiones e, incluso, para facilitar la recuperación de una lesión (Bini & Hunter, 2021; Borgers et al., 2020; Celaya, 2005; Gómez-Puerto et al., 2008). No obstante, en cuanto a esta última, un mal ajuste de la bicicleta podría producir lesiones por sobreuso (Ansari et al., 2017; Bini & Hunter, 2021; Borgers et al., 2020; Marsden & Schwellnus, 2010; Menard et al., 2020).

Así, como en cualquier deporte, el número de lesiones relacionadas con el ciclismo también ha aumentado, ya que un defecto anatómico o mala colocación del material durante la práctica deportiva, producirá un desequilibrio en las fuerzas ejercidas, desembocando en un proceso de sobrecarga, pudiendo finalizar en una lesión deportiva por sobreuso (Ansari et al., 2017; Asplund & St Pierre, 2004). Concretamente, en ciclismo existen movimientos de flexión y extensión de las articulaciones, las cuales deben mantenerse dentro de ciertos límites para evitar posibles lesiones y obtener una mayor potencia en la pedalada (Borgers et al., 2020).

Una debilidad en la musculatura de los miembros inferiores o, incluso, un entrenamiento excesivo puede desencadenar alteraciones en la técnica de pedaleo (G. C. Cohen, 1993), transmitiendo elevadas fuerzas repetitivas a través de la rodilla, produciendo una mayor probabilidad de lesión (Asplund & St Pierre, 2004; Borgers et al., 2020; Klich et al., 2020). Para evitar ello, existen diferentes patrones para adecuar la postura sobre la bicicleta (Bini & Hunter, 2021; Celaya, 2005). Concretamente, Morris & Mellion (2000) aseguran que existen seis ajustes básicos de la bicicleta: 1) la altura del cuadro de la bicicleta; 2) la altura del sillín; 3) el avance-retroceso del sillín; 4) la inclinación del sillín; 5) la altura del manillar; y 6) la distancia del manillar con respecto a la altura del sillín.

No obstante, actualmente se tienen en cuenta más variables biomecánicas para el ajuste correcto de la bicicleta a las características antropométricas del ciclista.

1.1.2.1. La altura del cuadro en la bicicleta de carretera

Existen diferentes metodologías para escoger la altura correcta del cuadro del sillín. Se puede determinar colocando la bicicleta entre las piernas y debiendo existir una distancia de 2,5 a 5 cm (Morris & Mellion, 2000). M. J. Thompson & Rivara (2001) aseguran que la altura del cuadro, en una bicicleta de carretera o de turismo, debe quedar entre 2,54 y 5,80 cm cuando la persona está de pie con la bicicleta entre las piernas. Por otro lado,

Gómez-Puerto et al. (2008) aseguran que la altura del cuadro se obtiene a través de la multiplicación de altura perineal en centímetros por 0,660 o 0,665 (Figura 3).



Figura 3. Toma de la altura perineal. Tomado de Gómez-Puerto et al. (2008:79).

1.1.2.2. Altura del sillín

Una correcta altura del sillín ayudará a mejorar el rendimiento y a minimizar las posibles lesiones de rodilla (Bini et al., 2011; de Vey Mestdagh, 1998; Holmes et al., 1993; Kronisch, 1998), aliviando las tensiones sobre la rodilla (Asplund & St Pierre, 2004) al mejorar la cinemática articular (Ferrer-Roca et al., 2014) y la dinámica de la actividad muscular (Verma et al., 2016). Esta correcta altura del sillín se obtendrá con el ciclista sentado sobre el mismo y con el talón apoyado en el pedal, la rodilla debe quedar extendida (Morris & Mellion, 2000). Sin embargo, este método es algo anticuado y poco preciso, ya que los diferentes pedales de la cala tienen diferentes alturas, haciendo difícil de determinar la misma (Fonda et al., 2014).

Otros autores determinan que la altura del sillín se debe obtener cuando se coloca el pedal en la posición más baja, quedando la rodilla con una flexión de 25° a 30° (Ansari et al., 2017; Holmes et al., 1994; Kronisch, 1998; M. J. Thompson & Rivara, 2001). Por otro lado, diferentes autores señalan que cuando el pedal está en el punto más alto, la flexión

de rodilla no debe ser inferior a los 115° (de Vey Mestdagh, 1998; Gómez-Puerto et al., 2008) (Figura 4).



Figura 4. Ángulo de máxima flexión y extensión de la rodilla. Tomado de Gómez-Puerto et al. (2008:79).

Otro método para determinar la altura del sillín es medir la entropierna (en centímetros) y multiplicarla por 0,883 o 0,885 para obtener la distancia entre el pedal en el punto más bajo y la parte superior del sillín (Asplund & St Pierre, 2004; Gómez-Puerto et al., 2008). Sin embargo, otros autores aseguran que, utilizando esta misma metodología, habría que multiplicar por 1,09 y, de este modo, obtener la distancia entre el eje pedalier y el sillín (de Vey Mestdagh, 1998; M. J. Thompson & Rivara, 2001). Por otro lado, Ferrer-Roca et al. (2012) sugieren que la altura adecuada del sillín debe corresponder entre el 108,6% y el 110,4% de la longitud de la entropierna.

Sin embargo, ha sido ampliamente demostrado que una de la metodologías más precisas y más efectivas para determinar la altura del sillín y mejorar el rendimiento del ciclista es aquella donde el sillín se coloca entre el 96 y el 100% de la longitud de la pierna (Connick & Li, 2013), manteniéndose una flexión de rodilla de entre 35° y 40°, cuando el pedal está en la zona más baja y el tobillo se encuentra en una flexión plantar de entre 5° y 10° (Carver, 2018). Además, se aconseja que, en el ajuste de la altura del sillín, se utilicen métodos dinámicos, ya que proporcionan resultados más realistas que los métodos estáticos (Ferrer-Roca et al., 2012; Peveler et al., 2012). Para ello, es necesario utilizar el

análisis de video dimensional (Bini & Hume, 2016) o incluso tridimensional (Fonda et al., 2014). También, se ha observado que el ángulo de flexión de la rodilla es mayor cuando se mide con una metodología dinámica que estática, existiendo, además, un mayor grado de flexión a medida que la intensidad del ejercicio es más baja (Peveler et al., 2012), lo que incrementa la incomodidad (Priego Quesada et al., 2017).

D. K. Kulund (1990) afirma que para que el ajuste de la altura del sillín sea adecuado:

“La rodilla del ciclista debe estar ligeramente flexionada cuando el pedal está en su punto más bajo. Además, si la pelvis oscila, el asiento es demasiado alto y el ciclista se ve obligado a extender las rodillas en exceso para alcanzar los pedales” (p. 433).

En cuanto a este último aspecto, es importante tener en cuenta las posibles oscilaciones de la pelvis (Asplund & St Pierre, 2004; M. J. Thompson & Rivara, 2001), elongaciones musculares (Jiménez Díaz, 2001). Además, una altura demasiado alta del sillín aumentará la presión en la zona perineal (Schade, 2018), aspecto el cual se va a desarrollar a continuación.

1.1.2.3. Morfología del sillín

El sillín, como punto de contacto del ciclistas sobre la bicicleta, puede provocar molestias y lesiones en la región perineal (Hermans et al., 2016; Trofaier et al., 2016). Por ello, Spears et al. (2003) indican que un sillín lo suficientemente ancho, para apoyar la tuberosidad isquiática, es el más adecuado para evitar lesiones en el perineo.

Por otro lado, Bressel & Larson (2003) observaron, en un estudio de 20 mujeres, que el 55% de la muestra, al utilizar un sillín con corte parcial o completo, presentaban una menor flexión del tronco, debido a que existía una mayor inclinación anterior de pelvis y, ello le producía un mayor confort (Figura 5). K. S. Taylor et al. (2002) también compararon dos sillines, uno estándar y otro con recorte parcial (Figura 6), observándose en 14 ciclistas, a través de un cuestionario, que el sillín recortado aparte de ser más cómodo era también menos lesivo con la zona perineal (Figura 7). Datos similares muestra un estudio más actual, donde advierten que el sillín más cómodo es aquel que tiene el corte parcial con anchura media (Larsen et al., 2018) (Figura 8).

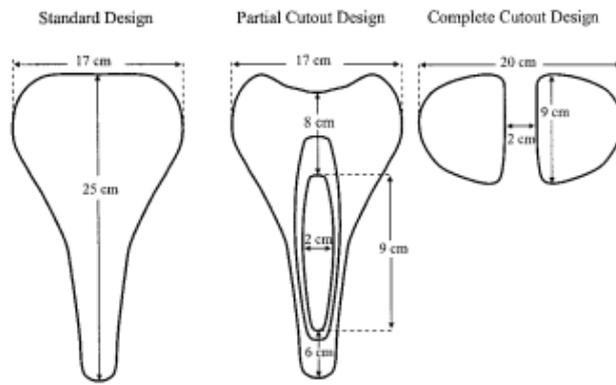


Figura 5. Sillín estándar, corte parcial y corte completo. Tomado de Bressel & Larson (2003:328).

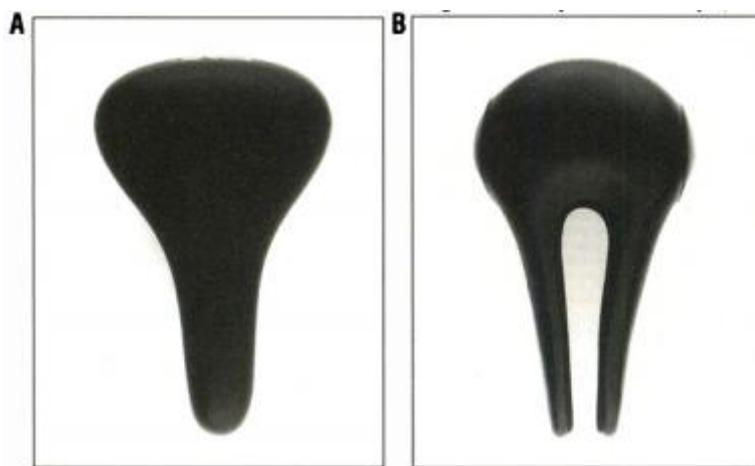


Figura 6. A: Sillín estándar y B: sillín recortado. Tomado de K. S. Taylor et al. (2002:28).

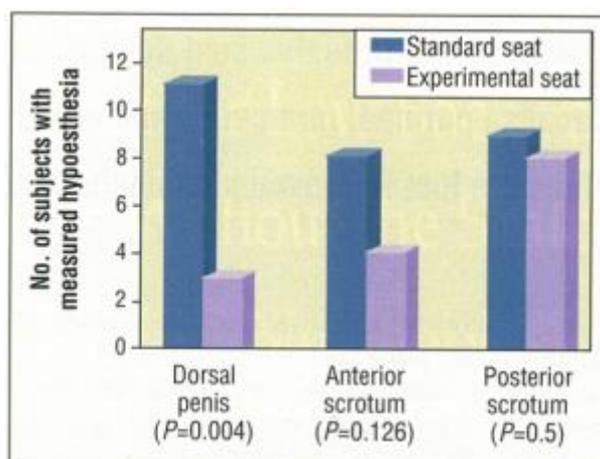


Figura 7. Comparación de hipoestesia entre el sillín estándar y recortado. Tomado de K. S. Taylor et al. (2002:29).

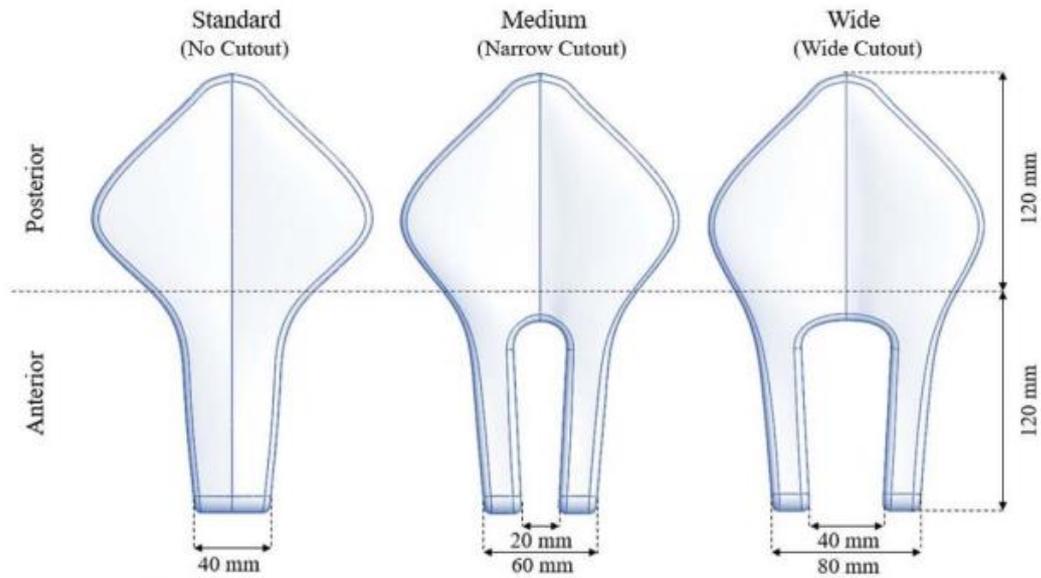


Figura 8. Sillín estándar, sillín con corte parcial de anchura media y sillín con corte parcial de anchura amplia. Tomado de Larsen et al. (2018:176).

Estos estudios identifican la alta presión en la zona perineal como la principal razón de las molestias provocadas en el sillín. Algunos estudios, realizados en ciclistas masculinos, afirman una relación directa entre la práctica del ciclismo y la aparición de la disfunción eréctil (Schwarzer et al., 2002; J. A. Taylor et al., 2004). Sin embargo, estas afirmaciones se deben interpretar con prudencia, debido a que los resultados de dichos estudios no fueron estadísticamente significativos. Además, un estudio más reciente no muestra esa relación entre la práctica del ciclismo y la disfunción eréctil (Hollingworth et al., 2014).

1.1.2.4. Longitud de la biela

Aunque es un elemento que no modifica el rendimiento (Barratt et al., 2011), para Carver (2018) es un aspecto esencial para evitar posibles lesiones de rodilla, estando la longitud de biela estrechamente ligada a la altura del sillín (de Vey Mestdagh, 1998) y longitud de la pierna (Carver, 2018). En esta línea, de Vey Mestdagh (1998) establece unas medidas estándar según la longitud de la pierna (Tabla 1).

Tabla 1. Ángulo de máxima flexión y extensión de la rodilla. Modificado de de Vey Mestdagh (1998:327).

Longitud interna de la pierna	Longitud de biela
≥ 75	16,50
≥ 78	16,75
≥ 81	17,00
≥ 84	17,25
≥ 87	17,50
≥ 90	17,75
≥ 93	18,00

1.1.2.5. Avance retroceso del sillín

El ajuste del avance retroceso del sillín es esencial para minimizar la tensión en la rodilla (Ansari et al., 2017). Para ello, se colocarán los pedales en paralelo o uno de ellos en la posición de las tres en punto y, este, se ajustará en una distancia de forma que una plomada desde la tuberosidad tibial intercepte el eje del pedal que está adelantado (Ansari et al., 2017; Asplund & St Pierre, 2004; de Vey Mestdagh, 1998; Gómez-Puerto et al., 2008; Kronisch, 1998; Morris & Mellion, 2000; M. J. Thompson & Rivara, 2001) (Figura 9). Esta referencia para el ajuste del avance-retroceso del sillín ha sido muy cuestionado, ya que cuando el ciclista se enfrenta a una subida o a un descenso, esta referencia cambia. Sin embargo, actualmente sigue siendo la más utilizada entre los especialistas (Carver, 2018).

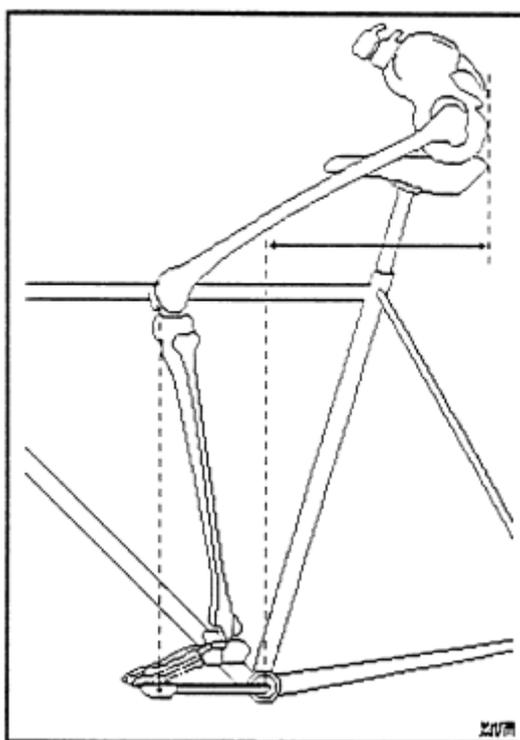


Figura 9. Ajuste de avance-retroceso del sillín. Tomado de de Vey Mestdagh (1998:328).

1.1.2.6. Inclinação del sillín

Sobre este aspecto existen diversas opiniones sobre cómo colocar el sillín. Salai et al. (1999) ayudaron a mejorar en un 70% el dolor lumbar a 80 ciclistas, a través de un ajuste de la inclinación del sillín hacia delante de unos 10° o 15° en todo tipo de bicicletas. Esto es debido a que un sillín inclinado hacia delante, hace que se adopte una inclinación de pelvis anterior, manteniendo una postura de la columna lumbar más fisiológica (Marsden & Schweltnus, 2010). Recientemente se observó que hay un aumento en la mejora de rendimiento cuando el sillín está inclinado 8° hacia delante y el ciclista se enfrenta a una pendiente de un 6% (Wilkinson & Kram, 2021).

Por otro lado, otros autores aseguran que el sillín debe ser colocado completamente recto, es decir, paralelo al suelo (Kronisch, 1998). Un sillín inclinado hacia delante podría provocar una posición inestable del ciclista sobre el sillín, además de un aumento de la presión sobre las manos (Schade, 2018).

1.1.2.7. Altura del manillar

De Vey Mestdagh (1998) indica que es difícil elegir la altura del manillar, ya que esto dependerá de la fuerza abdominal y de la flexión que tenga el ciclista. Un manillar demasiado bajo puede producir un exceso de la cifosis lumbar e hiperextensión cervical (Asplund et al., 2005). Para evitar esto, se podría subir la altura del manillar o acoplarlo a una tija más corta (Asplund et al., 2005). Sin embargo, si el ciclista posee una gran extensibilidad isquiosural, tendrá una mayor capacidad para adoptar una pelvis girada anteriormente y, de este modo, podría disminuir la altura de manillar, mejorando el empuje del pedaleo y, con ello, el rendimiento deportivo (Holliday & Swart, 2021a).

De forma más cuantitativa, el manillar debe situarse entre 2,54 cm y 5,08 cm por debajo de la parte superior del sillín, llegando hasta los 10,16 cm en los ciclistas más altos (M. J. Thompson & Rivara, 2001). No obstante, G. C. Cohen (1993) indica que para una correcta colocación del manillar, el grado de flexión del tronco del ciclista debe estar entre los 45° y 50°.

Finalmente, otra metodología para colocar la altura del manillar es realizando el ejercicio de la “plancha”, ya que una posición de estabilidad fuera de la bicicleta debe reflejarse sobre la misma. De este modo, si el ciclista no puede mantener el ejercicio de la plancha durante más de un minuto en una inclinación del tronco determinada, se debe subir el apoyo de los brazos hasta que la pueda mantener. Una vez ahí, se transmitirán los ángulos obtenidos en dicho test y se ajustarán a la bicicleta (Asplund & Ross, 2010).

1.1.2.8. Anchura del manillar

Se recomienda que la anchura del manillar sea la misma que la anchura de los hombros (Burt, 2014; de Vey Mestdagh, 1998; Gómez-Puerto et al., 2008) (Figura 10).



Figura 10. Anchura del manillar respecto a la anchura de los hombros. Tomado de Gómez-Puerto et al. (2008:80).

1.1.2.9. Distancia del manillar con respecto al apoyo en el sillín

Este ajuste tiene bastante influencia en la comodidad del ciclista y en la posibilidad de producir dolor de espalda en la zona cervical y lumbar. En este sentido, una distancia demasiado corta, puede aumentar el estrés raquídeo, debido al exceso de la flexión cervical y de una posible colocación de la pelvis en retroversión (Asplund et al., 2005; de Vey Mestdagh, 1998). Un correcto ajuste de esta medida facilitará una inclinación pélvica anterior y una postura más extendida, produciendo una menor cifosis torácica (Asplund et al., 2005; de Vey Mestdagh, 1998).

1.1.2.10. Colocación de las calas

Una mala colocación de las calas en las zapatillas puede causar lesiones en diferentes zonas de los miembros inferiores (Jiménez Díaz, 2001; Jiménez Díaz, 2002), En este sentido, una posición adelantada o atrasa de la cala producirá un exceso de tensión del tendón de Aquiles y del gastrocnemio (de Vey Mestdagh, 1998). Para una correcta colocación de la cala, la parte más ancha el pie debe estar centrada con el eje del pedal (de Vey Mestdagh, 1998; Kronisch, 1998) (Figura 11).

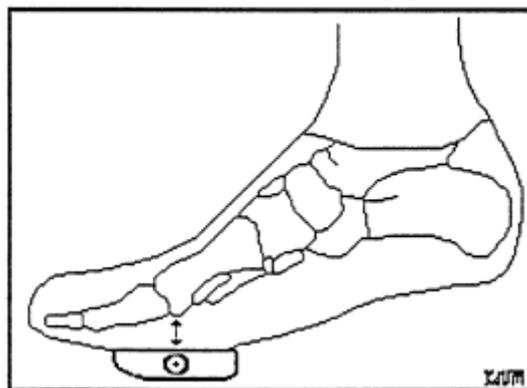


Figura 11. Posición de la cala. Tomado de de Vey Mestdagh (1998:328).

Sin embargo, esta última afirmación está algo obsoleta y, actualmente, se coloca la cala en la bisectriz entre el primer y el quinto metatarso, mejorando así el apoyo, al tener un mejor control motor y optimizando el giro sobre los tobillos (Burt, 2014; Carver, 2018).

1.2. La columna vertebral

Las referencias indicadas anteriormente, sobre los ajustes de los componentes de la bicicleta, pueden provocar modificaciones en la morfología de la columna vertebral del ciclista. Para tener un mayor entendimiento de ello, a continuación, se identificarán las estructuras principales de la columna vertebral.

1.2.1. Estructuras pasivas de la columna vertebral

La columna vertebral o raquis está formada por una serie de huesos denominados vértebras (33), estas a su vez están divididas en cinco segmentos: 7 vértebras cervicales, 12 torácicas, 5 lumbares, 5 sacras y 4 vértebras coccígeas (Todd & Vaccaro, 2017) (Figura 12). Dichas vértebras están separadas, las unas de las otras, a través de discos

fibrocartilagosos a los que se unen fuertes estructuras ligamentosas y apoyadas en una gran estructura muscular (Todd & Vaccaro, 2017). De estas 33 vértebras, 24 son móviles, lo que uniendo todo el conjunto, contribuye al movimiento de flexión-extensión, lateroflexión y rotación (Hamill & Knutzen, 1995; Souchard, 2016; Sullivan et al., 2021; Todd & Vaccaro, 2017; Valverde, 2010a).

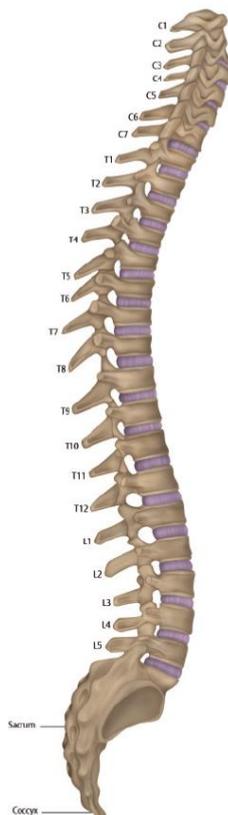


Figura 12. Columna vertebral vista desde el plano sagital. Tomado de Todd & Vaccaro (2017:3).

A parte de dotar de movimiento, toda la estructura del raquis tiene dos características fundamentales como son: 1) soportar cargas axiales a través de la rigidez, y 2) proteger a la médula central, meninges y raíces nerviosas (Cuadrado et al., 1993; Kirby & Roberts, 1985; Martini et al., 2017; Miralles & Puig, 1998; Souchard, 2016; Sullivan et al., 2021; Todd & Vaccaro, 2017).

Para una descripción básica de las vértebras, Valverde (2010a) utiliza la morfología de las vértebras torácicas, las cuales comparten los mismos componentes básicos que la mayoría de las vértebras. Estas están constituidas por:

- Cuerpo vertebral. Es la parte más voluminosa de la vértebra y en la parte superior e inferior tiene como contacto los discos intervertebrales.

- Disco intervertebral. Separan a las vértebras y tiene un sistema modificable según la presión, lo cual, según los movimientos de la columna, le da una característica de elasticidad y plasticidad.
- Arco vertebral o canal vertebral. Es el lugar por donde discurre la medula espinal. Los “agujeros” son más estrechos hasta la segunda vértebra lumbar.
- Apófisis vertebrales. Son siete salientes óseos donde se anclan diferentes ligamentos y músculos que ayudan al movimiento del tronco.
- Ligamentos. Refuerzan y dan estabilidad al raquis:
 - a) Ligamento longitudinal común anterior. Une la parte anterior de los cuerpos vertebrales frenando la extensión excesiva.
 - b) Ligamento longitudinal común posterior. Se fija a la zona dorsal y a los discos evitando la flexión forzada.
 - c) Ligamento interlaminar. Conecta una vértebra con otra evitando la flexión exagerada.
 - d) Ligamento intertransversos. Saltan de una apófisis transversa a la apófisis transversa de la vértebra superior e inferior frenando una flexión excesiva lateral de columna.
 - e) Ligamento interespinoso. Anclan la parte inferior y la parte superior de apófisis espinosas subyacentes.
 - f) Ligamento supraespinoso. Une todas las apófisis espinosas.

1.2.2. Morfología de la columna vertebral

Como se mencionó con anterioridad, el raquis o columna vertebral soporta diferentes estructuras anatómicas, al considerarse como eje central del cuerpo. Una alteración del equilibrio fisiológico del raquis podría modificar su morfología habitual (Muyor, 2015; Todd & Vaccaro, 2017).

Algunos autores han clasificado dos tipos de morfologías raquídeas (Santonja et al., 2000; Serna et al., 1996):

- Las curvaturas *no estructuradas* que pueden modificar sus valores angulares de manera activa y voluntaria por parte del individuo. Por tanto, no suelen estar relacionadas con lesiones o patologías raquídeas.

- Las curvaturas *estructuradas*, normalmente asociadas a patologías raquídeas como acúñamientos vertebrales, traumatismos, o enfermedades congénitas. Estas curvaturas no pueden modificarse de manera espontánea o activa por parte del individuo. Además, se caracterizan por un desalineamiento de las vértebras, de los discos intervertebrales y de otras estructuras raquídeas implicadas.

Sobre estas últimas modificaciones existen varios factores que pueden influir en el raquis como son: una prolongada postura de flexión del tronco (Beach et al., 2005; Pataro & Fernandes, 2014); la edad, ya que a mayor edad la cifosis torácica aumenta y lordosis lumbar disminuye (Cil et al., 2005; Fon et al., 1980; López-Miñarro et al., 2014; Mac-Thiong et al., 2004; Nishiwaki et al., 2007; Penha et al., 2005; Poussa et al., 2005; Widhe, 2001; Zappalá et al., 2021); los huesos, donde una enfermedad de los mismos puede producir deficiencias posturales, de equilibrio, de movilidad articular y musculares. Además, todas estas factores favorecen la aparición de dolor de espalda (Chow & Moffat, 2004; Nikfarjam et al., 2021; Y. Wang et al., 2021).

A su vez, estas alteraciones raquídeas, en algunos casos, podrían progresar hacia morfologías más graves, produciendo dolores y alteraciones estéticas en la adultez. Principalmente esto sucede cuando no se realiza un diagnóstico preventivo y precoz que las corrija (Harrison et al., 1998; Serna et al., 1996; Troyanovich et al., 1998). No Christensen & Hartvigsen (2008) tras realizar una revisión bibliográfica de 54 artículos, observaron que no había una relación muy evidente entre las desalineaciones raquídeas y el padecimiento de dolor de espalda y cuello. Aunque, por otro lado, informaron que la calidad metodológica de los estudios revisados era baja.

Concretamente, en ciclismo, Streisfeld et al. (2016), tras una revisión bibliográfica, concluyeron que una prolongada flexión de la columna vertebral durante el ciclismo está relacionada con el dolor lumbar en estos deportistas.

En este sentido, Marsden & Schweltnus (2010) reportaron como causas del dolor de espalda en ciclismo: la fatiga muscular, la sobreactivación muscular, las asimetrías musculares y la isquemia discal.

Posteriormente, Van Hoof et al. (2012) reportaron que existen tres posibles causas por las cuales el dolor de espalda baja en el ciclismo es el más común: el fenómeno flexión-relajación, las cargas que se transfieren desde los miembros inferiores a la columna, y la flexión del tronco mantenida sobre la bicicleta, que podría generar deformaciones de las estructuras viscoelásticas de la columna vertebral.

- *Fenómeno flexión-relajación.* La hipótesis de flexión-relajación para el desarrollo del dolor de espalda baja en ciclistas sugiere que se produce una desactivación de los erectores espinales y/o de los músculos multifidos cuando la columna mantiene una posición flexionada durante el ciclismo (Gouteron et al., 2022; Ippersiel et al., 2021; Marsden & Schweltnus, 2010). Estos mismos autores advierten que, medida que los músculos se relajan, la carga se traslada a las estructuras pasivas, como los ligamentos y posiblemente los músculos más profundos (Gouteron et al., 2022; Ippersiel et al., 2021; Marsden & Schweltnus, 2010).

En este sentido, en un estudio en el que analizaron la actividad electromiográfica en 24 adultos sanos, en la posición de sentado erguido y sentado semiflexionado, O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, Chen, et al. (2006) reportaron que una posición de sedentación en flexión implica una mayor relajación de los músculos estabilizadores de la columna (erectores de la columna, oblicuo interno y el lumbar multifidus) que en la posición de sedentación erguida (Figura 13).

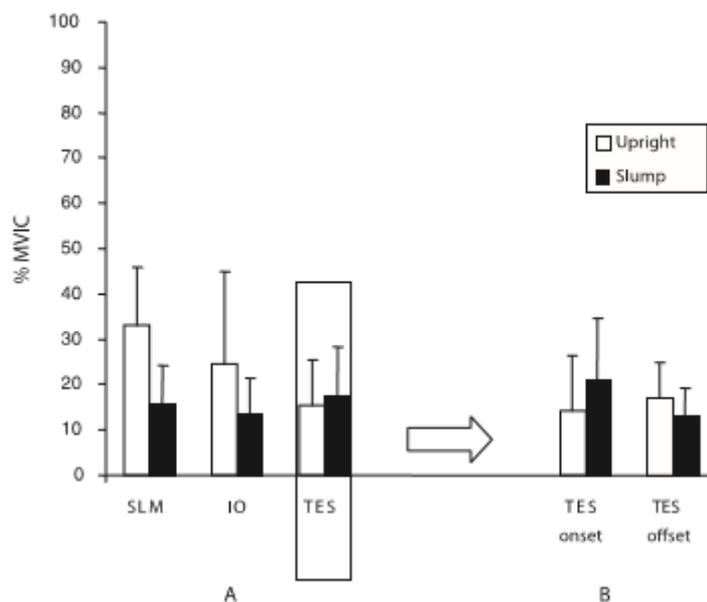


Figura 13. Comparación de actividad muscular entre las dos posiciones. Tomado de O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, Chen, et al. (2006:2011).

Otros estudios como los de Olson et al. (2006) (Figura 14) y Shan et al. (2012) encontraron resultados similares (Figura 15). Sin embargo, un reciente estudio de revisión advierte que este fenómeno ocurre en personas sin dolor de espalda baja, estando alterado en aquellos sujetos que si sufren dolores de espalda baja (Gouteron et al., 2022) (Figura 16 y 17)

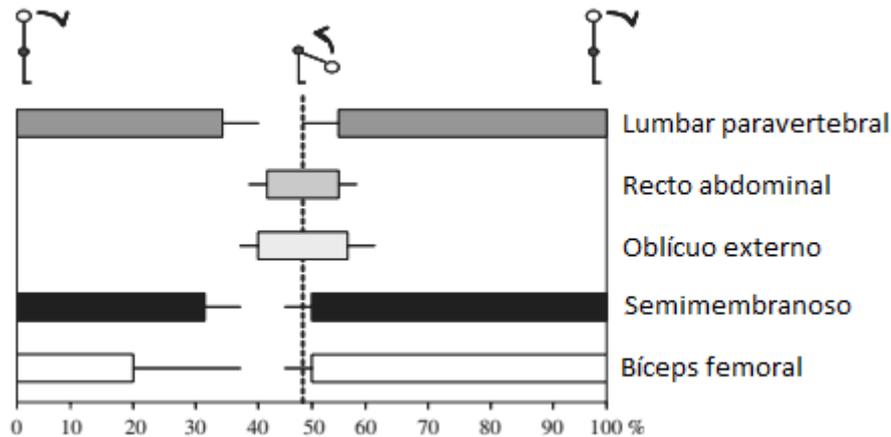


Figura 14. Electromiografía (EMG) de la musculatura mientras se produce una flexión de tronco. Modificado de Olson et al. (2006:2549).

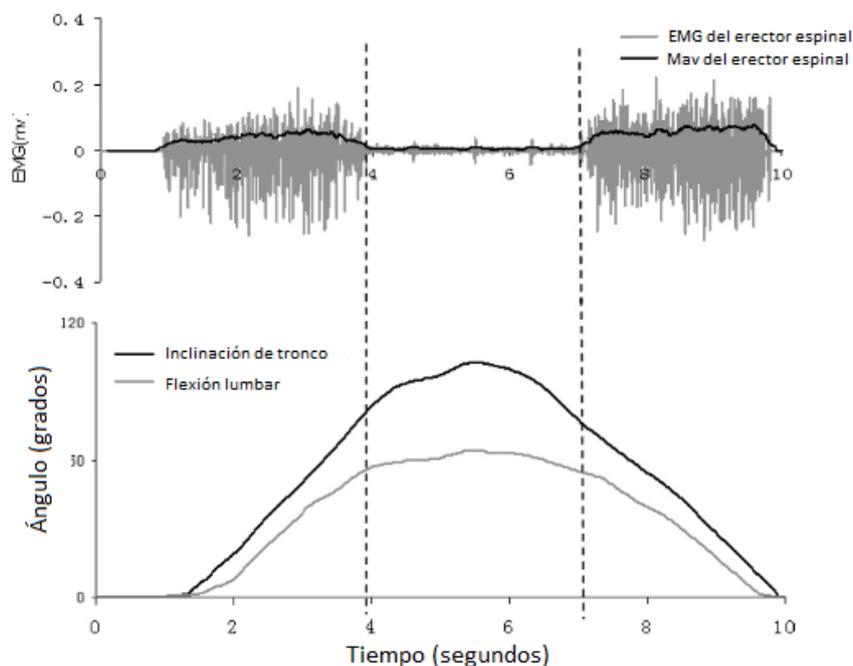


Figura 15. Actividad muscular del erector espinal en el gesto de flexión de tronco. Las líneas paralelas representan los momentos de activación y desactivación muscular.

Modificado de Shan et al. (2012:372).

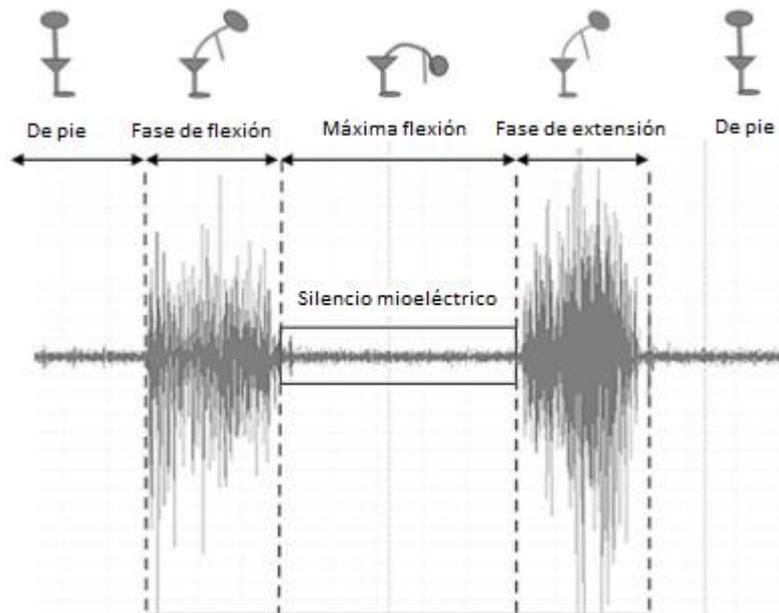


Figura 16. Actividad muscular del erector espinal en el fenómeno de flexión relajación de tronco en sujetos sin dolor lumbar. Modificado de Gouteron et al. (2021:142).

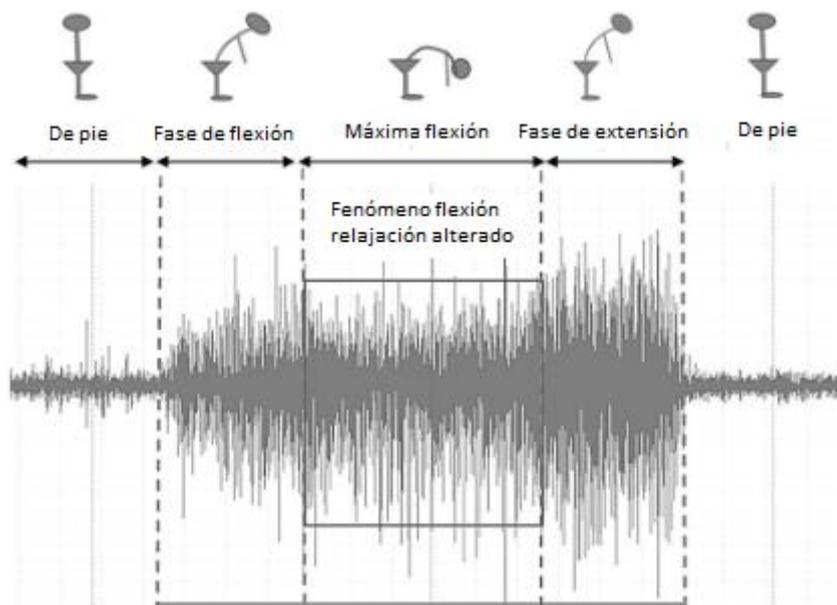


Figura 17. Actividad muscular del erector espinal en el fenómeno de flexión relajación de tronco en sujetos con dolor lumbar. Modificado de Gouteron et al. (2021:143).

Finalmente, este fenómeno de flexión relajación provoca un aumento del estrés raquídeo (C. S. Kuo et al., 2010), favoreciendo la deformación de los tejidos viscoelásticos lumbares (Mackey et al., 2021), aumentando la presión intradiscal (Liu et al., 2019), provocando mayor rigidez de la espalda y aumentando el riesgo de lesión (Beach et al., 2005; Briggs et al., 2007).

- *Fatiga muscular*. La hipótesis sugiere que la desactivación de los extensores espinales es un signo de fatiga muscular en lugar de una manifestación de la respuesta de flexión de relajación (Marsden & Schweltnus, 2010).

Así pues, se ha comprobado que, durante la realización de ejercicio físico, existe un aumento de la fatiga en la musculatura que puede revocar en dolor (Dingwell et al., 2008) y viceversa (Streisfeld et al., 2016). En este sentido, Micalos et al. (2004) evaluaron la intensidad de dolor muscular durante la práctica de ciclismo, en 8 hombres y 3 mujeres con gran experiencia en este deporte, a un ritmo individual durante 3 pruebas (con una separación de 5 días entre ellas). Cada prueba tenía una duración de 1h a “máxima intensidad” (hacer el máximo de km en 1h). Además, tenían que hacer esprines cada 10 minutos y contestar a una escala de dolor del 0 al 10, registrada cada 5 minutos. Los resultados mostraron un aumento significativo en la intensidad del dolor muscular a medida que avanzaba el ejercicio físico (Figura 18).

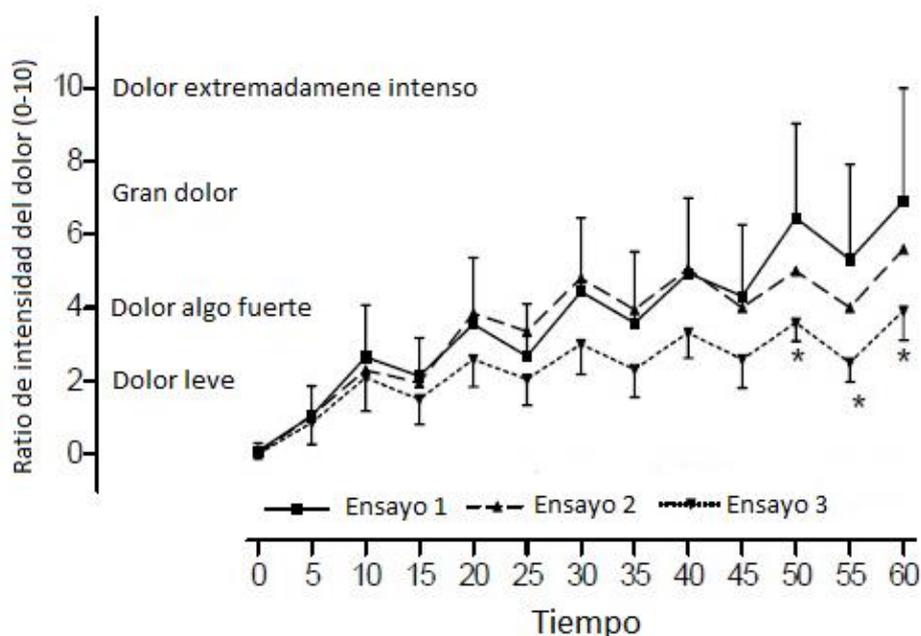


Figura 18. Evolución del dolor, a medida que aumenta la duración de la práctica en ciclismo. Modificado de Micalos et al. (2004:72).

Por otro lado, Srinivasan & Balasubramanian (2007) en un estudio realizado en 14 ciclistas (7 con dolor de espalda baja y otros 7 sin dolor), tuvieron como objetivo evaluar la fatiga muscular en el bíceps braquial, trapecio medial, dorsal medial y erector de la espina a través de la actividad electromiográfica. Para ello, los ciclistas realizaron una

prueba de 6 km sobre su propia bicicleta. Estos autores encontraron una mayor actividad electromiográfica en los ciclistas con dolor tanto en el trapecio medial derecho, como en el erector espinal derecho.

- La *sobreactivación de los músculos extensores* de la columna vertebral puede causar contracturas musculares y aumento de la tensión tisular en la columna lumbar de los ciclistas (Marsden & Schweltnus, 2010).

- La *flexión de tronco* puede producir una deformación viscoelástica de los tejidos espinales (Solomonow, Zhou, et al., 2003), desencadenando hiperexcitabilidad y espasmos musculares durante 24 horas, llevando a trastornos acumulativos (Lu et al., 2008; Solomonow, Hatipkarasulu, et al., 2003) y desarrollando la disfunción y dolor de la musculatura de la espalda (Briggs et al., 2007), así como malestar (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, Farrell, et al., 2006).

- *Isquemia discal*. La posición estática en la que permanece la columna lumbar durante el ciclismo puede reducir el mecanismo normal para que los nutrientes entren en el disco y los residuos metabólicos se muevan hacia fuera y, por tanto, resulten en dolor isquémico (Marsden & Schweltnus, 2010).

- *Densidad ósea*. En esta línea, Stewart & Hannan (2000) midieron y compararon la densidad mineral ósea en 14 ciclistas, 12 corredores, 13 practicantes de ambos deportes y 23 sedentarios. Las mediciones se realizaron a través de un escaneado del cuerpo completo y de la zona lumbar. Los autores observaron que la estructura interna de los huesos está en un proceso de cambio continuo, dependiendo de los estímulos. Además, observaron que la zona lumbar de los ciclistas tenía una menor densidad ósea en comparación con los demás participantes del estudio.

También, Smathers et al. (2009) compararon la densidad ósea de todo el cuerpo, de la espina lumbar y de la proximidad del fémur entre 32 ciclistas y 30 personas deportivamente activas. Para la medición de la densidad ósea se utilizó un sistema de absorción de rayos X de energía dual. Los autores reportaron que la densidad ósea en los ciclistas era significativamente menor que el grupo control, siendo un 7,1% y un 14,3% menor en la columna antero-posterior y lateral, respectivamente.

1.2.2.1. Plano sagital

Para que la columna vertebral tenga una mejor distribución de cargas, existen cuatro curvaturas fisiológicas que se disponen opuestas entre sí (Cuadrado et al., 1993; Hamill

& Knutzen, 1995; Miralles & Puig, 1998; C. W. Thompson & Floyd, 1996; Valverde, 2010a) (Figura 19). De esta manera, aumenta la resistencia raquídea a las fuerzas de compresión axial; se proporciona movilidad al tronco; aumenta la estabilidad en bipedestación tanto en estático como en dinámico; y colabora, junto con la musculatura, en el mantenimiento del equilibrio estático de la cabeza y del tronco o la inclinación pélvica (Llanos & Martín, 1998; Penha et al., 2008). Estas curvaturas según Rodríguez Iniesta (2015) están distribuidas de la siguiente forma:

- Lordosis cervical. Esta zona está compuesta por 7 vértebras cervicales y es de concavidad posterior.
- Cifosis dorsal o torácica. Está compuesta por 12 vertebras, las cuales a su vez tienen una relación directa con las costillas. Tiene una forma de convexidad posterior.
- Lordosis lumbar. Está compuesta por 5 vértebras y es de concavidad posterior.
- Cifosis sacro coccígea. Compuesta por 5 vértebras sacras, unidas en una estructura común. Tiene una forma de convexidad posterior.

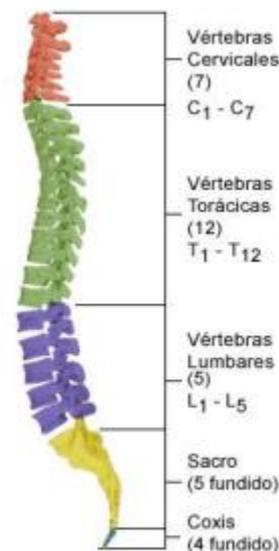


Figura 19. Curvaturas sagitales del raquis. Tomado de Rodríguez Iniesta (2015:23)

Estas curvaturas disponen diferentes rangos de angulaciones que oscilan entre grandes márgenes de normalidad (Andújar, 2010). La modificación en mayores o menores valores angulares de estas curvaturas fisiológicas pueden dar lugar a diferentes morfotipos raquídeos (Santonja & Martínez Herrada, 1992; Santonja & Pastor, 2000; Serna et al., 1996) (Figura 20 y 21).

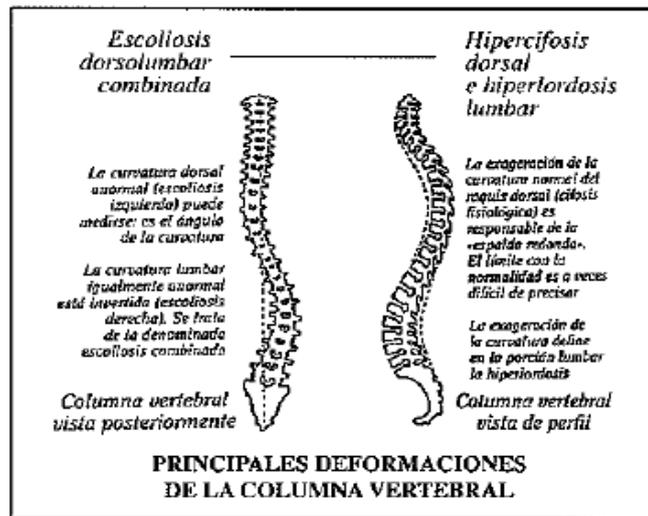


Figura 20. Anomalías en las curvaturas de la columna vertebral. Tomado de Tercedor Sánchez (1995:45).

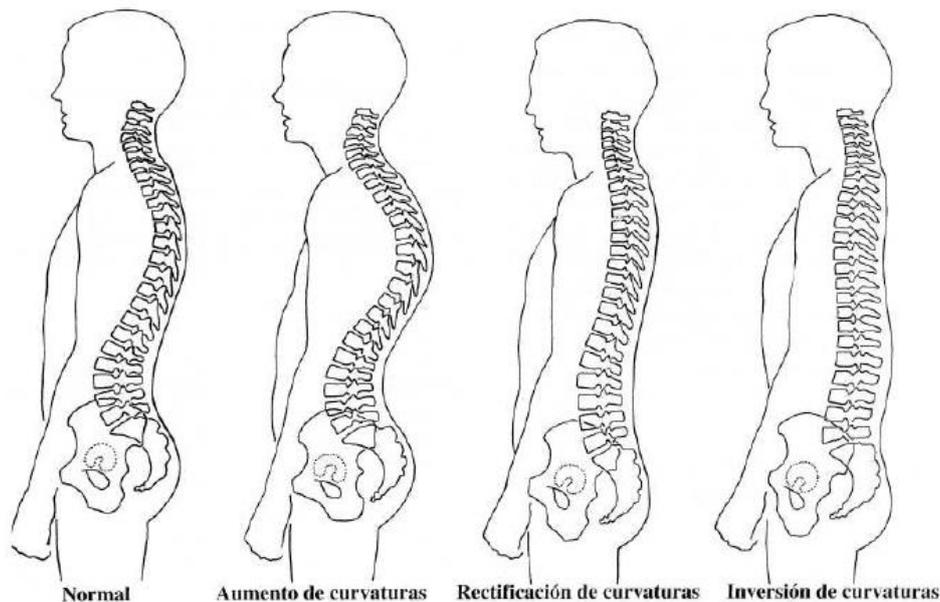


Figura 21. Alteraciones del raquis en el plano sagital. Tomado de Serna et al. (1996).

Si la cifosis torácica se encuentra entre los 20° y 45° , se considera que está en un rango de normalidad. Una curvatura torácica inferior a 20° se denomina como hipocifosis o dorso plano. Si, por el contrario, los valores superan los 45° se denomina como hipercifosis dorsal o incrementada (Mejía et al., 1996; Santonja, 1996; Santonja et al., 2000; Santonja & Martínez Herrada, 1992; Serna et al., 1996) (Figura 22).

En cuanto a la lordosis lumbar los ángulos comprendidos entre los 20° y 40° son considerados como normales. Cuando son inferiores a 20° se consideran como una

hipolordosis o rectificación lumbar, y si son superiores a 40° se denomina como una hiperlordosis lumbosacra (Santonja, 1996; Santonja et al., 2000; Santonja & Pastor, 2000; Serna et al., 1996; Tüzün et al., 1999) (Figura 22).

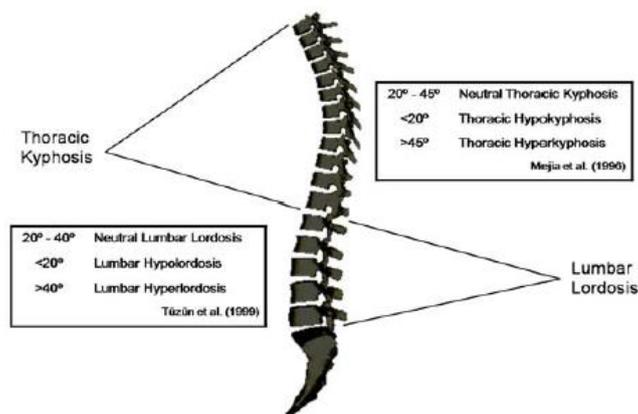


Figura 22. Clasificación de las curvaturas del raquis. Tomado de (Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c:356).

Las curvaturas del plano sagital deben permanecer en unos rangos de normalidad, ya que una desviación en la alineación de estas curvaturas puede generar diferentes molestias, dolores osteomusculares e incluso limitaciones en el movimiento (Valverde, 2010b). En este sentido, Keorochana et al. (2011) tras evaluar los discos intervertebrales en 430 personas, encontraron que aquellas personas cuya morfología raquídea estaba fuera de la normalidad tenían mayor grado de degeneración en los discos.

1.2.2.2. Plano frontal

En un plano frontal, el raquis debería tener una forma recta. Sin embargo, la desviación del raquis más prevalente suele ser la escoliosis (Santonja & Martínez Herrada, 1992; Santonja & Pastor, 2000; Serna et al., 1996; Souchard, 2016) (Figura 23). Según Souchard (2016) la escoliosis puede afectar en la zona lumbar, dorsal o en ambas. Si la desviación es inferior a 30° se habla de escoliosis leve, requiriendo un tratamiento de fisioterapia. Se considera una desviación moderada entre los 30° y 50° , requiriendo fisioterapia y corsé y, grave cuando supera los 50° , requiriendo un tratamiento quirúrgico (Souchard, 2016).

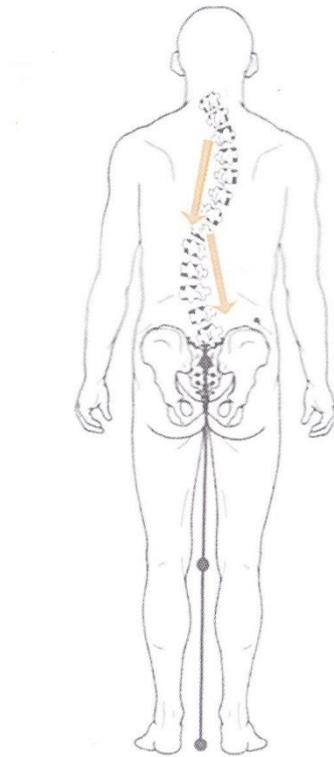


Figura 23. Escoliosis. Tomado de Souchard (2016:96).

1.3. Musculatura del tronco

El cuerpo humano, en parte, se compone de una serie de músculos que ayudan al movimiento. En este sentido, Valverde (2010a) divide a la musculatura en:

- Los músculos del tracto medial que, prácticamente, sólo colaboran en la extensión del tronco. Están formados por varios músculos, cortos y largos, que terminan insertándose en las distintas apófisis de la columna:
 - a) Músculos interespinosos dorsales y lumbares. Saltan entre las apófisis espinosas, produciendo de manera sinérgica una extensión pura.
 - b) Músculos (epi)espinosos. Saltan desde las dos últimas espinosas cervicales y dos primeras dorsales, hasta las dos últimas espinosas dorsales y dos primeras lumbares, contribuyendo a la extensión.
 - c) Músculos rotadores cortos y largos. Desarrollan la rotación contralateral, pero también ayudan a la extensión.

- d) Músculos multífidos. A los anteriores movimientos de los rotadores, también añaden el de flexión homolateral.
- Los músculos del tracto lateral producen movimientos de extensión del tronco, así como flexión lateral homolateral:
 - a) Músculos iliocostales torácicos y lumbares.
 - b) Músculos longísimos torácicos. Participan también en la contracción homolateral.
 - c) Músculos intertransversos lumbares.
 - d) Músculos elevadores de las costillas. Ayudan a la rotación contralateral, así como a la inspiración, ampliando los diámetros torácicos.

Sin embargo, sería importante analizar la musculatura que, específicamente, se evalúa en la presente tesis doctoral. Así, teniendo en cuenta a Jarmey & Sharkey (2017) las acciones de estos músculos son los siguientes:

- Trapecio (Figura 24), el cual se puede dividir en tres tipos de fibras, en función de su disposición: las fibras superiores tienen la acción de tirar de la cintura escapular hacia arriba, ayudan a evitar la depresión escapular cuando se lleva peso sobre los hombros o manos; las fibras medias que retraen la escápula; mientras que las fibras inferiores deprimen la escápula.



Figura 24. Músculo trapecio. Tomado de Jarmey & Sharkey (2017:273).

- Infraespinoso (Figura 25) cuya acción principal es la de rotación externa del húmero, ayudando, además, a prevenir la dislocación del hombro.



Figura 25. Músculo infraespinoso. Tomado de Jarmey & Sharkey (2017:291).

- El dorsal ancho (Figura 26) cuya acción principal es la de extensión del hombro, cuando este está flexionado; aduce y rota internamente el húmero.



Figura 26. Músculo dorsal ancho. Tomado de Jarmey & Sharkey (2017:285).

- El erector de la columna (Figura 27) está constituido por un conjunto de tres músculos organizados en paralelo: el iliocostal, el cual es que se encuentra más al lateral del erector y, a su vez, puede subdividirse en las porciones lumbar, torácico y cervical; el longísimo, el cual se encuentra en la parte mas intermedia del erector y, a su vez, puede subdividirse en las porciones torácica, cervical y de la cabeza; y el espinoso, situandose en la zona mas medial del erector, dividiendose también en porciones torácica, cervical y de la cabeza.

El músculo iliocostal lumbar, torácico y cervical extiende y flexiona lateralmente la columna vertebral, ayudando a mantener la curvatura correcta de la columna en posición erguida y sentada.

Por otro lado el longísimo torácico y cervical extiende y flexiona, lateralmente, la columna vertebral, mientras que el longísimo de la cabeza extiende y rota la cabeza.

Finalmente, el espinoso torácico y cervical mantiene la espalda recta, manteniendo la curvatura correcta, mientras que el espinoso de la cabeza extiende la cabeza y las vértebras.

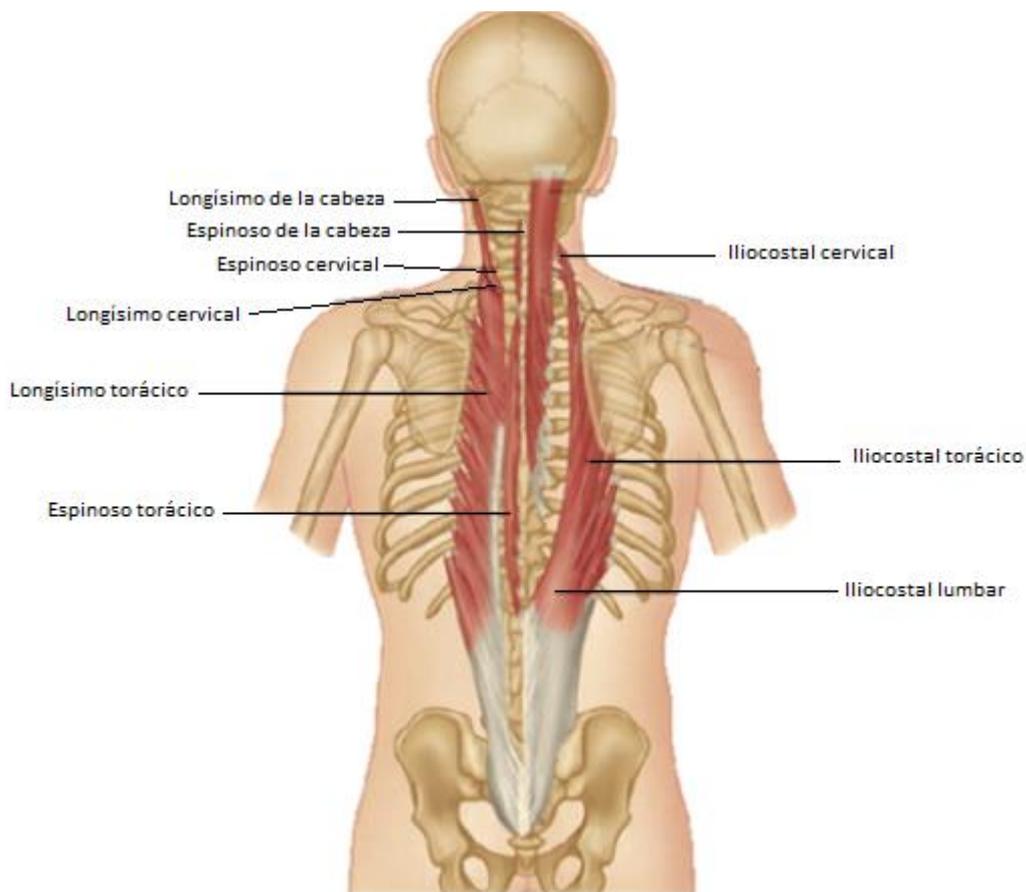


Figura 27. Músculo erector de la espina. Modificado de Jarney & Sharkey (2017:189).

- El recto anterior del abdomen (Figura 28) cuya principal función es la de flexionar la columna lumbar, deprime la zona torácica y produce la retroversión pélvica.

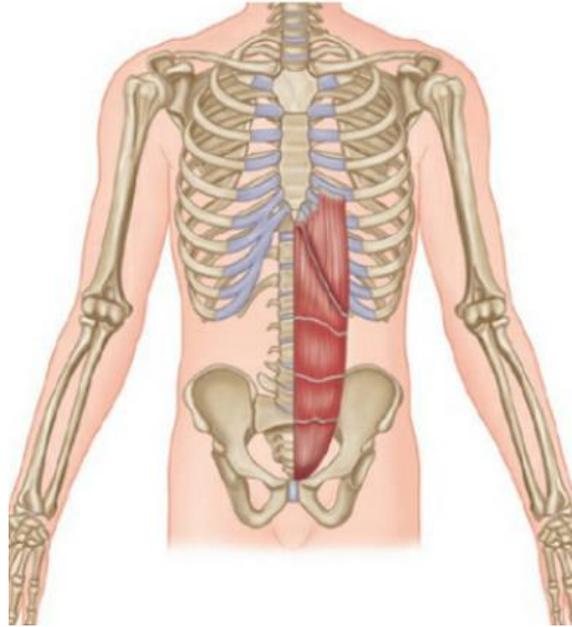


Figura 28. Músculo recto anterior del abdomen. Tomado de Jarney & Sharkey (2017:261).

- El oblicuo externo (Figura 29) comprime el abdomen y contrae un solo lado, flexionando el tronco lateralmente y lo rota hacia el lado contrario.

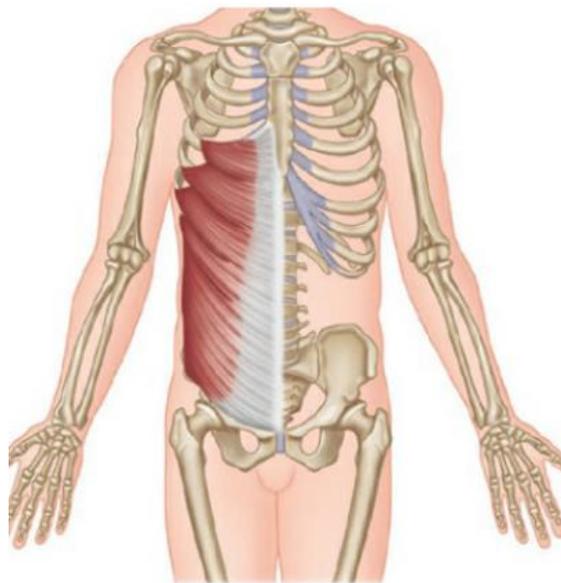


Figura 29. Músculo oblicuo externo. Tomado de Jarney & Sharkey (2017:254).

- El pectoral mayor (Figura 30) es flexor del hombro, aduce y rota el húmero internamente.

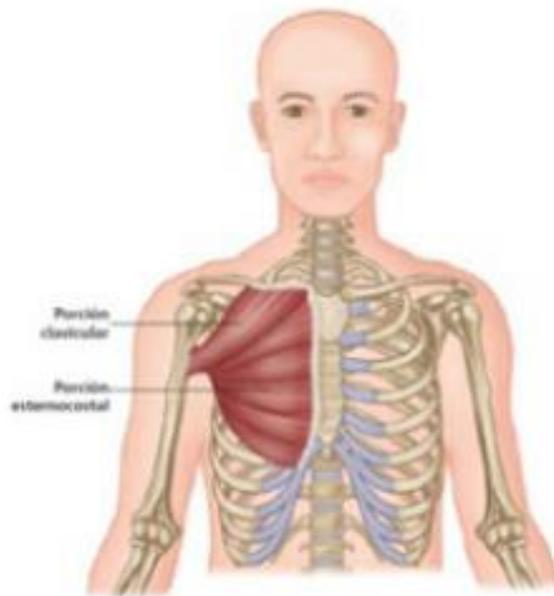


Figura 30. Músculo pectoral mayor. Tomado de Jarmey & Sharkey (2017:283).

Toda la musculatura descrita anteriormente funcionan como una cadena. Es decir, cualquier modificación en la morfología de algún musculo, tendría un efecto sobre todo el conjunto muscular. Este efecto se realiza en forma de relevos, que compensan este defecto, para mantener un equilibrio general (Souchard, 2016). En relación a la musculatura del tronco, es importante tener en cuenta que los desequilibrios de la musculatura abdominal y espinal son factores de riesgo para el dolor lumbar en los ciclistas (Streisfeld et al., 2016).

Por otro lado, un acortamiento del psoas ilíaco y del recto femoral o de los aductores púbicos crearía una anteversión pélvica, favoreciendo una hiperlordosis (Gutiérrez Pérez, 2006; Souchard, 2016). A su vez, un acortamiento de la musculatura isquiosural crearía una retroversión pélvica, produciendo una rectificación lumbar (Santonja et al., 1995; Souchard, 2016).

En esta dirección, Muyor et al. (2012, 2013b) relacionaron una cortedad en la musculatura isquiosural con una mayor cifosis torácica y una mayor retroversión pélvica cuando se realizan movimientos de flexión máxima del tronco con las rodillas extendidas. Sin embargo, esta cortedad no afectaba a la morfología de la columna en movimientos de flexión de tronco con rodillas flexionadas.

Similares resultados tuvo otro estudio donde 96 ciclistas fueron divididos, dependiendo de la extensibilidad mostrada en el test de la pierna recta (menos de 80°, entre 80° y 90° y más de 90°). Los autores concluyeron que la extensibilidad de la musculatura isquiosural influye en la morfología torácica y pélvica cuando se realiza la flexión máxima del tronco con las rodillas extendidas. Sin embargo, no hubo datos significativos cuando los ciclistas estaban sentados sobre sus bicicletas ni en la postura de bipedestación (Muyor, Alacid, et al., 2011c).

Por otro lado, Muyor, López-Miñarro, & Casimiro (2012) tras un programa de intervención de 3 sesiones semanales durante 12 semanas, compuestas de estiramientos de la musculatura isquiosural durante 20 segundos, observaron en 58 mujeres envasadoras de una cooperativa hortofrutícola, un aumento de la extensibilidad en la musculatura isquiosural en el grupo experimental, junto a una disminución de la curva torácica y un aumento de la inclinación pélvica en posturas de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas. Sin embargo, no hubo cambios significativos en las curvaturas raquídeas en bipedestación.

En este sentido, López-Miñarro et al. (2012) recomiendan el desarrollo de una adecuada extensibilidad isquiosural para mantener las curvaturas sagitales del raquis dentro de unos valores de normalidad, principalmente, en posturas o ejercicios de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas.

1.4. Técnica para la captura del movimiento

En la tecnología de Motion Capture (MOCAP) se utilizan unos marcadores reflectantes, que son adheridos en diferentes segmentos corporales del sujeto, para ser registrados (capturados) por unas cámaras infrarrojas de alta velocidad (Flex 3, Opitrack, Natural Point, OR, USA) (Figura 31) y, posteriormente, procesados mediante un software (Motive) (Figura 32).



Figura 31. Flex 3, Optritrack, Natural Point, OR, USA.

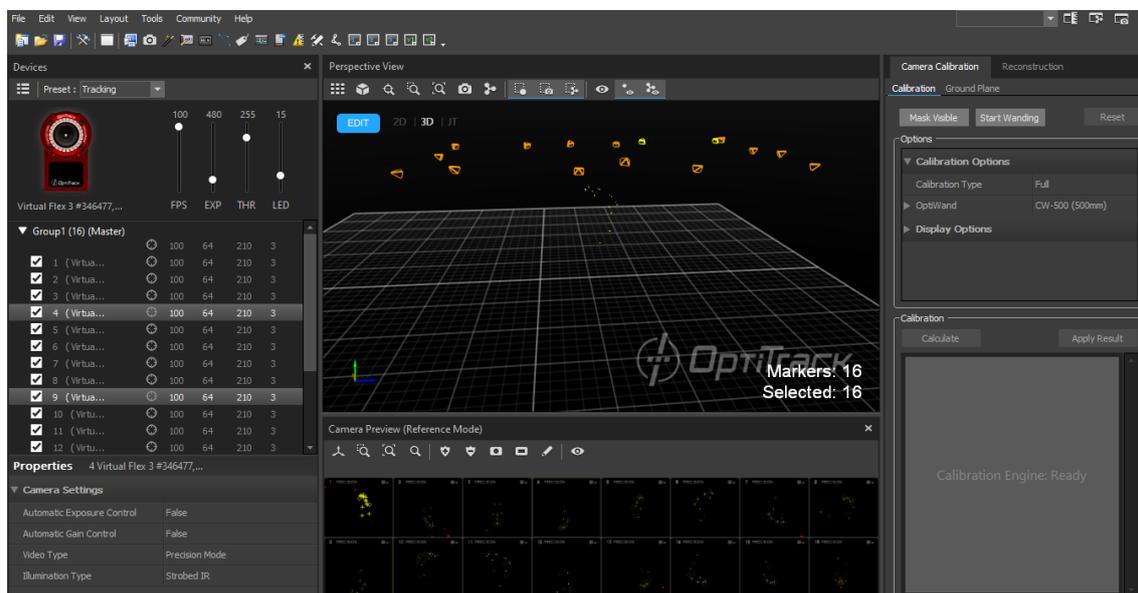


Figura 32. Software Motive.

Esta tecnología de MOCAP ha sido considerado como un sistema válido y fiable para evaluar las curvaturas sagitales del raquis, alcanzando un error inferior a 1° en comparación con técnicas radiográficas (Muyor et al., 2017).

En este sentido, diferentes estudios han utilizado este sistema para recoger la cinemática en diferentes deportes: fútbol (Kunugi et al., 2018), gimnasia rítmica (Rutkowska-Kucharska et al., 2018), fitness y wellness (Dinunzio et al., 2017; Goldsmith et al., 2019; Laza-Cagigas et al., 2018), running (Bailey et al., 2020), baloncesto (Nakano et al., 2018), hockey hielo (Shell et al., 2017), golf (Carson et al., 2019), taekwondo (Wąsik et al., 2018), tenis de mesa (Ngo et al., 2017), tenis (Fenter et al., 2017), béisbol (Laudner et al., 2018) y balonmano (Ameer & Muaidi, 2017) (Ameer & Muaidi, 2017).

1.5. Técnica para el registro de la actividad muscular

La electromiografía (EMG), según Massó et al. (2010), es una técnica que registra la señal eléctrica que emite un músculo en un cuerpo en movimiento, la cual es recogida por unos sensores (electrodos). También es aplicable al estudio de acciones estáticas que requieren de un esfuerzo muscular de carácter postural. La finalidad de esta técnica es conocer la actividad muscular desarrollada en uno o varios músculos. Con ello se puede saber si un músculo está activo, el grado de actividad y la interacción que tiene con el resto de los músculos implicados en una acción determinada (Figura 33).



Figura 33. Sistema electromiográfico WBA Mega (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia).

Además, con la EMG se puede analizar un gesto deportivo, evaluar la fatiga, el rendimiento deportivo, hacer una valoración terapéutica de los trastornos neuromusculares, y facilitar técnicas de miofeedback y coactivación (Massó et al., 2010).

También, existen algunas consideraciones importantes para realizar una correcta evaluación electromiográfica. Estas son:

- Fase previa. Donde se informa al individuo del procedimiento que se va a seguir, se recoge información sobre hábitos tóxicos o patologías que puedan afectar la función muscular, el peso, talla, etc. (Massó et al., 2010).
- Preparación de la piel. Afeitar y limpiar la zona con alcohol donde se va a colocar el electrodo, para tener una señal eléctrica de calidad (Burnett et al., 2004; Cleuziou et al., 2004; Duc et al., 2005, 2008; Hurst et al., 2017; Massó et al., 2010; Rouffet & Hautier, 2008; Ryan & Gregor, 1992; Savelberg et al., 2003; Srinivasan & Balasubramanian, 2007).
- Colocación de los electrodos. Es imprescindible colocar el electrodo en la zona del vientre, ya que la señal varía dependiendo de la zona del músculo en el que se

coloque el electrodo (Cleuziou et al., 2004; Hurst et al., 2017; Massó et al., 2010; Ryan & Gregor, 1992; Srinivasan & Balasubramanian, 2007; Villarroya et al., 2001). Colocar estos paralelos a las fibras musculares (Burnett et al., 2004; Duc et al., 2005, 2008; Hurst et al., 2017; Rouffet & Hautier, 2008; Srinivasan & Balasubramanian, 2007; Villarroya et al., 2001).

- Se deben evitar las zonas adyacentes a otros músculos para así evitar la posible contaminación. Por otro lado, hay que colocar un electrodo lejos de la zona de registro (neutro) (Massó et al., 2010).

Por otro lado, Rouffet & Hautier (2008) también añaden otras consideraciones metodológicas importantes para realizar una correcta evaluación electromiográfica, como pueden ser: la distancia inter-electrodo, la temperatura y transpiración de la piel, la grasa subcutánea, etc., que pueden hacer que los datos que se obtienen a través de la EMG se falseen.

Además, es necesario que, antes de hacer un análisis de la activación muscular, se realice un test de normalización. Estos test se realizan a través de la máxima contracción del músculo, ya sea con una contracción isométrica máxima voluntaria (MVIC), contracción isométrica estándar o contracciones dinámicas (Fonda & Sarabon, 2010; Rouffet & Hautier, 2008).

Es imprescindible para Rouffet & Hautier (2008) que la normalización electromiográfica presente:

“Una fiabilidad y repetitividad de las mediciones de EMG, la relevancia y factibilidad de los esfuerzos estandarizados retenidos y el uso de valores de referencia que permitan estimar mejor el nivel de activación de los músculos y la variabilidad de los patrones EMG” (p. 867).

Existen varias metodologías para la evaluación de la normalización de la actividad muscular. Entre las más utilizadas en la literatura científica para el ciclismo, en concreto, son las siguientes:

- Contracción isométrica máxima voluntaria (MVIC):
 - Mantener la MVIC durante 8 segundos, escogiendo el pico máximo en una ventana de entre 3 y 6 segundos. Esta contracción se repite dos veces, con una recuperación de 3 minutos entre ellas (Rouffet & Hautier, 2008).

- Tres MVIC de 6 segundos con un breve descanso entre ellas (Massó et al., 2010).
- Realizar 6 MVIC de 5 segundos, con un descanso de dos minutos entre cada contracción (Ng et al., 2002).
- Realizar un mínimo de tres MVIC. Si la tercer MVIC es mayor de un 5% que los dos anteriores, se realizaba una cuarto MVIC. Si la cuarto MVIC excede de las tres MVIC anteriores en más de un 5%, se debe realizar una quinta MVIC final. Cada MVIC tiene una separación de 30 segundos para la recuperación. De todas las MVIC se elige el pico máximo (Murray et al., 2016).
- Realizar tres MVIC con un descanso, mínimo, de 3 minutos entre cada contracción, escogiéndose el valor máximo para la normalización (Nairn et al., 2013).
- Realizar tres MVIC, de 5 segundos de duración, escogiendo el pico máximo (Burnett et al., 2004).
- Máxima contracción en dinámico:
 - Sustraer, de una prueba de 15 segundos, el pico de máxima contracción muscular (Savelberg et al., 2003).
 - Realizar un sprint de 10 segundos, adaptado del test de Wingate, escogiendo la media de 5 segundos como valor de la máxima contracción dinámica (Runciman et al., 2015).
 - Seleccionar el pico máximo en una prueba de 10 a 15 pedaladas (Ryan & Gregor, 1992).
 - Escoger el pico máximo de la actividad muscular en una vuelta a un circuito (Hurst et al., 2017).
 - Seleccionar el pico máximo en una prueba de 20 segundos (Duc et al., 2008).

Con respecto a la utilización de la técnica de electromiografía para evaluar el grado de activación muscular, en la literatura científica, existen diversos estudios que evalúan la EMG en diferentes disciplinas deportivas: fútbol (Kunugi et al., 2018; Watanabe et al., 2020), baloncesto (Minoonejad et al., 2018), hockey (Bussey et al., 2016), gimnasia rítmica (Kochanowicz et al., 2018; Rutkowska-Kucharska et al., 2018), fitness y wellness

(Muyor et al., 2019, 2020; Rodríguez-Ridao et al., 2020), natación (Liaghat et al., 2018), golf (Adler et al., 2018), pilotos de motos (Marina et al., 2013).

Concretamente, en ciclismo, existe un gran número de artículos científicos que utilizan la EMG para calcular la actividad muscular y controlar la fatiga. Sin embargo, la mayoría de estos se centran en la actividad de la musculatura de los miembros inferiores (Tabla 2):

	Glúteo	Vasto medial	Vasto lateral	Vasto interno	Recto femoral	Bíceps femoral	Semitendinoso	Seminembranoso	Gastrocnemio	Sóleo	Gemelo externo	Tibial anterior	Abductor	Bíceps braquial	Tríceps braquial	Tensor de la fascia lata	Aductor
Marina et al. (2013)	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X					
Villarroya et al. (2001)	X			X	X						X	X	X		X		
Savelberg et al. (2003)	X	X			X	X	X		X	X		X					
Cleuziou et al. (2004)		X	X														
Duc et al. (2005)	X	X	X		X	X	X	X	X	X							
Duc et al. (2008)	X		X		X	X			X	X							
Dingwell et al. (2008)			X			X			X			X					
Rouffet & Hautier (2008)	X		X		X	X			X	X							

Özgünen et al. (2010)		X							X	X							
Santos et al. (2013)			X														
De Marchis et al. (2013)	X	X	X		X	X			X	X		X					
Hug et al. (2013)		X	X		X	X		X	X	X		X				X	
Chen et al. (2014)			X						X								
Bortolotti et al. (2014)		X	X		X												
Cordova et al. (2014)		X	X														
Jaafar et al. (2015)		X	X														
Vitor-Costa et al. (2015)			X		X												
L. Wang et al. (2020)			X														
Ražanskas et al. (2015)			X		X	X	X	X									

Weavil et al. (2016)			X		X												
Lima da Silva et al. (2016)		X	X	X	X	X	X	X									
Chien et al. (2016)			X														
Inglis et al. (2017)			X														
Iannetta et al. (2017)		X	X		X												
Hurst et al. (2017)	X		X											X	X		
Duggan et al. (2017)		X	X		X	X											
L. Wang et al. (2018)			X														
Lima da Silva et al. (2018)		X	X	X	X	X	X	X									
McCulloch (2018)	X	X	X		X	X			X							X	X
Saito et al. (2018)			X		X												
Wingfield et al. (2018)		X	X		X	X											

Dinyer et al. (2019)			X														
L. Wang et al. (2020)		X	X		X	X	X		X	X		X					

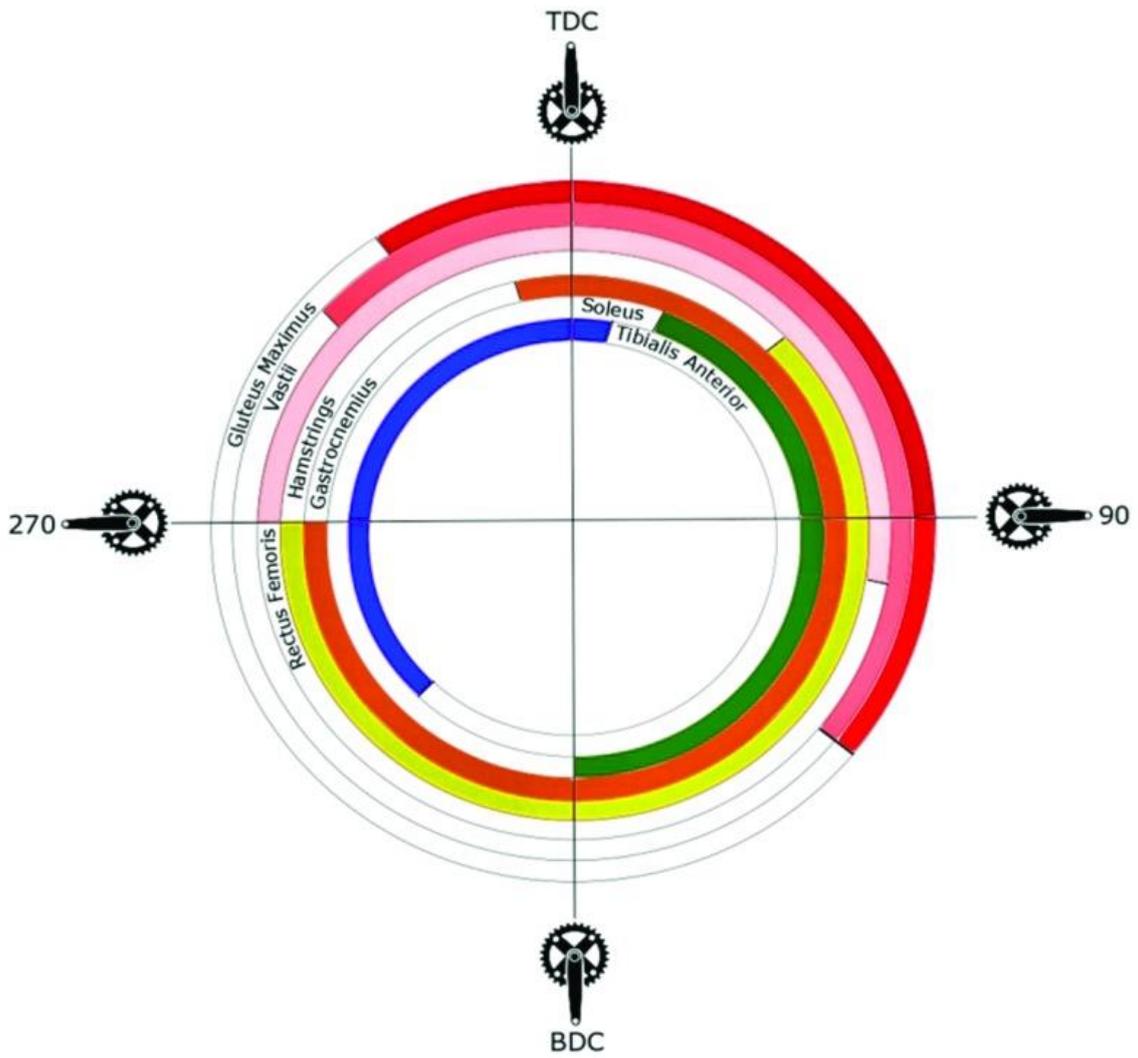


Figura 34. Activación muscular durante el ciclo de pedalada. Inicio, duración y compensación de los principales músculos de las extremidades inferiores. Tomado de Wadsworth & Weinrauch (2019:473).

Capítulo 2. Objetivos



2.1. Objetivos generales

Los objetivos generales de la tesis doctoral son:

- Conocer los efectos de la práctica del ciclismo sobre la morfología y la postura de la columna vertebral en ciclistas profesionales y recreativos, a través de una revisión sistemática de la literatura científica.
- Evaluar la morfología dinámica de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición, comparando los resultados entre la postura en bipedestación y la adoptada sobre la bicicleta, con baja resistencia durante la pedalada.
- Evaluar el efecto de las intensidades incrementales, en una prueba maximal en ciclismo, sobre la morfología espinal y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas competitivos.

2.2. Objetivos específicos

Los objetivos específicos han sido estructurados en base a los diferentes estudios realizados:

Estudio 1:

- Conocer, mediante una revisión sistemática de la literatura científica, si la práctica del ciclismo influye sobre la morfología sagital del raquis, en posturas fuera de la bicicleta.
- Analizar, mediante una revisión sistemática de la literatura científica, si existen adaptaciones de las curvaturas sagitales del raquis sobre la bicicleta, en función del tipo de agarre adoptado.

Estudio 2:

- Evaluar y comparar la morfología de la columna torácica y lumbar, y la inclinación del sacro, en el plano sagital, en la posición de bipedestación con respecto a la morfología dinámica (durante el ciclo de pedalada), adoptada sobre la bicicleta de carretera, pedaleando con baja resistencia.
- Evaluar y comparar la actividad muscular del trapecio (fibras superiores y medias), infraespinoso, dorsal ancho, erector de la columna, recto anterior del abdomen, oblicuo externo y pectoral mayor en la posición de bipedestación con

respecto a la postura adoptada sobre la bicicleta de carretera, pedaleando a baja resistencia.

- Correlacionar la morfología de la columna y la actividad muscular del tronco en la postura de bipedestación y la adoptada sobre la bicicleta de carretera.

Estudio 3:

- Evaluar y comparar el comportamiento de la morfología del raquis en el plano sagital, frontal y coronal; y la activación de la musculatura del tronco: a 110 vatios, en el umbral ventilatorio 1 (VT1), en el umbral ventilatorio 2 (VT2) y en la zona de máximo consumo de oxígeno ($VO_{2m\acute{a}x}$).
- Identificar qué musculatura del tronco tiene una mayor activación en cada zona de intensidad de esfuerzo.

Capítulo 3.

Estudio 1. Efectos de la práctica del ciclismo en la morfología y la postura de la columna vertebral en ciclistas profesionales y recreativos: una revisión sistemática

3.1. Introducción

El ciclismo es uno de los deportes más populares del mundo (Decock et al., 2016; Priego Quesada et al., 2019) y, probablemente, se ha convertido en el modo de transporte más sostenible (Troncoso et al., 2019). El ciclismo promueve beneficios relacionados con la salud física y psicosocial (Oja et al., 2011), asociándose a la disminución del riesgo a padecer enfermedades, como por ejemplo: diabetes tipo 2, enfermedades cardiovasculares, cáncer u obesidad (Campbell & Turner, 2018; Martland et al., 2019; Nordengen et al., 2019; Reiner et al., 2013).

Sin embargo, aunque el ciclismo se considera una actividad segura y de bajo impacto articular, también se han asociado diversas lesiones con su práctica (Dinu et al., 2019; Rasmussen et al., 2016). En este sentido, las lesiones más frecuentes son las traumáticas y por sobreuso, ambas con un protagonismo similar (Bernardo et al., 2012). A través de una encuesta epidemiológica descriptiva en ciclistas de ruta de élite masculinos, Barrios et al. (2015) encontraron una prevalencia del 46,7% en lesiones traumáticas y del 53,3% en lesiones por sobreuso. Pommering et al. (2017) informaron que la lesión más prevalente en un período de dos años fue el traumatismo, que representó ~52 % de las lesiones. En concreto, la zona lumbar (11,5%), la rodilla (26,3%) y el hombro (13%) son las regiones anatómicas más afectadas por las lesiones por sobreuso (Du Toit et al., 2020). Además, algunos estudios han mostrado que el ~ 23% de las lesiones lumbares ocurren en ciclistas de montaña (Lebec et al., 2014) y hasta un 45% en ciclistas de carretera (Clarsen et al., 2010; Priego Quesada et al., 2019). También, se ha observado que el 41% de los ciclistas con dolor de espalda requieren atención médica y el 22% de ellos pierde tiempo de entrenamiento y/o de competición (Clarsen et al., 2010; Priego Quesada et al., 2019).

Por otro lado, el eje principal de la espalda es la columna vertebral, que muestra varias curvaturas fisiológicas en el plano sagital (Martini et al., 2017). Sin embargo, existen varios factores que pueden influir en la morfología espinal, como la edad, la musculatura o las estructuras óseas (Berthonnaud et al., 2005; Sainz de Baranda et al., 2009; Souchard, 2016). Asimismo, los deportes que se caracterizan por un alto volumen de entrenamiento y/o por un predominio de posturas mantenidas o repetitivas en la flexión del tronco, pueden incrementar la cifosis torácica (Alricsson et al., 2016; López-Miñarro et al., 2011; Sainz de Baranda et al., 2020). En este sentido, el ciclismo es uno de estos deportes en los que la posición del ciclista, en una postura flexionada prolongada, puede influir en la

morfología de la columna (Rajabi et al., 2000), favoreciendo un aumento de la tensión mecánica del dolor lumbar, causando dolor de espalda baja (Marsden & Schwellnus, 2010). Para ejecutar una acción técnica específica que mejore el rendimiento deportivo los ciclistas necesitan adoptar posturas que se consideran antinaturales, en función de las demandas de flexión del tronco (de Vey Mestdagh, 1998).

Sin embargo, a pesar de la alta prevalencia de dolor de espalda por posturas prolongadas o movimientos repetitivos en ciclistas, existe una falta de investigación relacionada con la morfología sagital de la columna vertebral sobre la bicicleta, para estudiar las posibles causas de dicho dolor. Hasta donde sabemos, no existe una revisión exhaustiva de la literatura actual sobre la morfología sagital de la columna vertebral en el ciclismo. Desde una perspectiva práctica, esto proporcionaría a los científicos, médicos, biomecánicos deportivos y deportistas información relevante sobre qué adaptaciones específicas del ciclismo se pueden producir en la columna, tanto sobre la bicicleta, como en posturas mantenidas fuera de ella. De esta forma, podrían tomar una decisión razonada sobre la implementación de posibles programas de ejercicio físico, conciencia postural o ajustes biomecánicos en la bicicleta para optimizar el rendimiento del ciclista o la salud de la columna vertebral.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue revisar, de forma sistemática, la literatura actual para saber tanto si la práctica del ciclismo afecta a la morfología de la columna vertebral en las posturas adoptadas por los ciclistas, fuera de la bicicleta, como conocer la adaptación de sus curvaturas raquídeas, en la bicicleta, en función del tipo de manillar y de la posición adoptada en el mismo.

3.2. Método

3.2.1. Estrategia de búsqueda

Se realizó una revisión sistemática siguiendo las directrices *Preferred Reporting of Systematic Reviews and Meta-Analysis* (PRISMA) (Page et al., 2021). El protocolo para esta revisión sistemática se registró en PROSPERO (CRD42021255475). La calidad de los estudios incluidos fue evaluada por dos revisores (JAAV, JMM) utilizando la escala de calidad PEDro (Maher et al., 2003), que consta de once preguntas y distribuye la puntuación proporcionalmente a la cantidad total de preguntas incluidas. La revisión

sistemática de la literatura se realizó en las bases de datos electrónicas PubMed, Scopus y Web of Science, desde su inicio hasta el 31 de mayo de 2021.

Se utilizó la siguiente combinación de palabras clave como estrategia de búsqueda en PubMed, Web of Science y Scopus: ("trunk" OR "back" OR "low back" OR "upper body" OR "spine" OR "spinal" OR "rachis") AND ("curvatures" OR "curves" OR "biomechanics" OR "morphology" OR "morphotype" OR "sagittal plane" OR "kinematics" OR "posture" OR "position") AND ("bicycling" OR "cycling" OR "cyclist" OR "biker"), que fueron refinados por tipos de documentos (artículo).

3.2.2. Selección de los estudios

Los estudios fueron incluidos si cumplían con los siguientes criterios: a) Diseño de estudio transversal o longitudinal (experimental o de cohortes); b) Evaluaban la morfología sagital de la columna en la bicicleta; y c) Incluían a participantes sanos y entrenados sin lesiones o ciclistas que informaron dolor lumbar. Por otro lado, no se incluyeron reseñas, publicaciones de congresos, tesis, libros, capítulos de libros, resúmenes y estudios con una descripción deficiente del protocolo o datos insuficientes.

Dos revisores independientes (JAAV, JMM) fueron los encargados de seleccionar los artículos según los criterios de inclusión y exclusión. Todos los estudios identificados a partir de las búsquedas en la base de datos se descargaron en el sistema de gestión de referencia de Mendeley (Elsevier, Ámsterdam, Países Bajos). Posteriormente, se eliminaron los artículos duplicados, seguidos de la revisión de títulos y resúmenes. Finalmente, se leyeron los artículos y solo se eligieron aquellos que cumplían con los criterios de inclusión. En caso de desacuerdo entre los dos revisores, un tercer revisor (JMOL) participó en el proceso de toma de decisiones.

3.2.3. Extracción de datos

Durante el proceso de extracción de datos, se recopiló la siguiente información de cada estudio: referencia, tamaño de la muestra (n), sexo, edad (años), instrumentos de evaluación, metodología, morfología de la columna y la pelvis registrados, así como los principales hallazgos.

Debido a la heterogeneidad encontrada entre los diferentes estudios, los datos recopilados no se pudieron considerar para la realización de un metanálisis. Por ello, se realizó una revisión e interpretación cualitativa sistemática de los resultados.

3.3. Resultados

3.3.1. Selección de los artículos

Un total de 1488 artículos fueron identificados durante la primera estrategia de búsqueda. Sin embargo, 576 artículos eran duplicados. Una vez que se eliminaron los duplicados, se examinaron los títulos y los resúmenes, y se seleccionaron 36 para la selección de texto completo. Después, 5 de estos artículos no cumplieron con los criterios de inclusión (por ejemplo, la mayoría de estos estudios no cumplieron con las características de la muestra predefinidas). Por tanto, finalmente, los 31 artículos restantes se seleccionaron para el estudio (Figura 35). Además, todos los artículos seleccionados fueron categorizados de buena/excelente calidad en el proceso metodológico, según la escala de calidad PEDro.

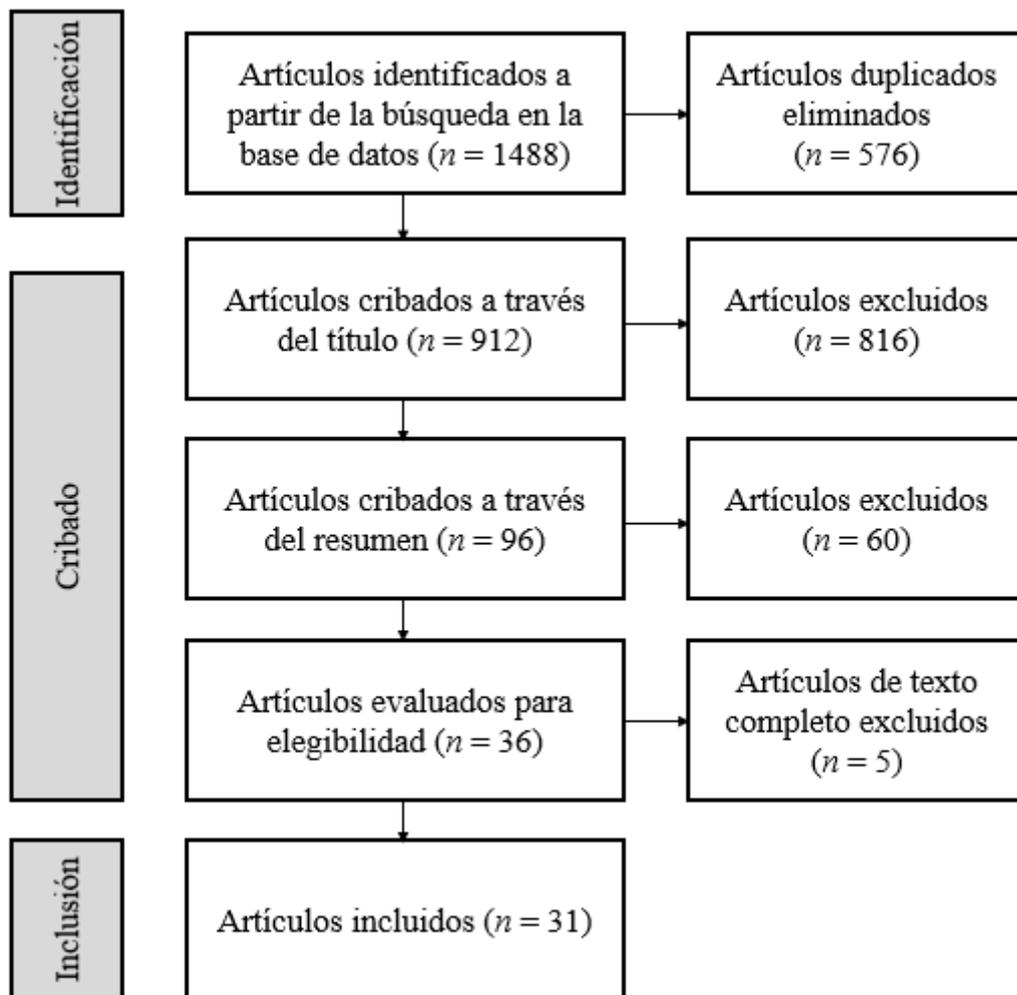


Figura 35. Diagrama de flujo del proceso de selección.

3.3.2. Características de los artículos seleccionados

Se analizaron un total de 1518 participantes sanos en todos los estudios seleccionados ($n = 31$) (Tabla 3). Hubo estudios que recopilaron datos de muestras específicas de hombres ($n = 13$), muestras específicas de mujeres ($n = 1$) y muestras de ambos sexos ($n = 5$). Además, doce de los estudios no especificaron el sexo de los participantes. Se recogió la morfología de la columna y la pelvis de 76 posturas. Un total de 27 estudios analizaron la inclinación pélvica (18 en la bicicleta y 10 fuera de la bicicleta), 17 estudios analizaron la morfología lumbar sagital (17 sobre la bicicleta y 11 fuera de la bicicleta) y 22 analizaron la morfología torácica sagital (12 sobre la bicicleta y 10 fuera de la bicicleta).

Tabla 3. Datos recopilados de los artículos seleccionados con respecto a la intervención, el tamaño de la muestra, el sexo, la edad, metodología y la región de la columna vertebral registrada.

Referencia	<i>n</i>	Edad (años)	Instrumentos	Metodología	Morfología de la columna vertebral y pelvis registrada
Bini et al. (2014)	36 ciclistas recreativos, 17 ciclistas competitivos y 18 triatletas competitivos.	Recreativos: 41 ± 9; ciclistas de competición: 36 ± 10 y triatletas de competición: 38 ± 11.	Una cámara digital (Samsung ES15, Seoul, South Korea).	Los ciclistas realizaron un test en una posición similar a la del ciclismo al aire libre, mientras tenían sus propias bicicletas montadas sobre un rodillo.	Inclinación de la pelvis.
Bini et al. (2016)	12 hombres ciclistas experimentados y 12 ciclistas recreativos.	Experimentados: 30 ± 6 y recreativos: 26 ± 4.	7 cámaras infrarrojas (MX), operado por un software comercial (Nexus 1.5.2, Vicon	Los ciclistas completaron cuatro pruebas con cargas de trabajo submáximas (65%, 75%, 85% y 95% de su producción de potencia	Inclinación de la pelvis.

			Motion Systems, Oxford, UK).	máxima aeróbica) a 90 rpm de cadencia de pedaleo.	
Brand et al. (2019)	12 ciclistas recreativos: (9 hombres y 3 mujeres).	28 ± 7.	8 cámaras infrarrojas (Vicon MX T-20, Oxford, UK).	<p>Evaluaron cuatro posiciones sobre una bicicleta estática: la distancia de alcance (neutral y acortada) y el ángulo del sillín (horizontal y 10° de inclinación hacia abajo). Estos ajustes se personalizaron para modificar la posición de la parte superior del cuerpo.</p>	Inclinación de la pelvis y morfología lumbar.
Bressel & Larson (2003)	20 ciclistas mujeres.	27 ± 5.	Un inclinómetro (UniLevel, ISOMED, Inc., Portland, OR).	Los ciclistas pedalearon en una bicicleta estática con las manos en la parte superior y baja del manillar, en tres condiciones diferentes del sillín (diseños de	Inclinación de la pelvis.

				<p>corte estándar, parcial y completo).</p>	
<p>Burnett et al. (2004)</p>	<p>9 ciclistas con dolor lumbar y 9 ciclistas sin dolor: (8 hombres y 10 mujeres).</p>	<p>18 – 57.</p>	<p>Un sistema de seguimiento electromagnético (3-Space Fastrak, Polhemus Navigation Sciences Division, Vermont, USA).</p>	<p>Los datos fueron registrados cada 5 minutos, mientras los ciclistas pedaleaban al 75% de su frecuencia cardíaca máxima prevista para la edad, y a una cadencia entre 90 y 100 rpm, hasta que se presentaba dolor de espalda o malestar general que impedía seguir pedaleando.</p>	<p>Inclinación de la pelvis y morfología torácica.</p>
<p>Diefenthaler et al. (2008)</p>	<p>3 ciclistas élite.</p>	<p>30, 23 y 24.</p>	<p>2-D video análisis, usando un Peak Motus System (Peak Performance</p>	<p>Los ciclistas pedalearon a la intensidad correspondiente al umbral ventilatorio 2 (VT2) individual durante tres minutos, después de que se estabilizara la</p>	<p>Morfología lumbar.</p>

			Technologies Inc., Englewood, USA).	cinética del consumo de oxígeno (VO ₂). Los datos fueron adquiridos durante los últimos 30 segundos de la prueba.
Fanucci et al. (2002)	10 adultos sanos.	21 – 45.	Estudios fluoroscopios seriados.	Los ciclistas fueron evaluados con dos sillines diferentes de un prototipo de bicicleta. Morfología lumbar.
Holliday & Swart (2021a)	50 mujeres ciclistas.	30 ± 9.	Inclinómetro digital (Digi-Pas® DWL 90E model).	Los ciclistas debían dejar de pedalear cuando el pedal se encontrase en el punto muerto superior. Ángulo máximo de flexión de la cadera y posición de la pelvis.

Holliday & Swart (2021b)	50 mujeres ciclistas.	30 ± 9.	Inclinómetro digital (Digi-Pas® DWL 90E model).	Los ciclistas debían dejar de pedalear cuando el pedal se encontrase en el punto muerto superior.	Ángulo máximo de flexión de la cadera y posición de la pelvis.
Holliday et al. (2019)	17.	30.2 ± 9.1.	Marcadores de captura del movimiento 3D con un sistema de ocho cámaras de captura de movimiento (Oxford Metric Vicon, Oxford, Reino Unido).	Cada ciclista realizó un protocolo de ejercicio de 15 min a tres intensidades de carga de trabajo diferentes (6 min al 60 % de la frecuencia cardíaca máxima (FCM); 6 min al 80 % del FCM y 3 min al 90 % del FCM).	Inclinación torácica, flexión lumbar y flexión de cadera.
Kleinpaul et al. (2012)	8 hombres ciclistas recreativos.	28 ± 6.	Goniometro (Carci Ind. Com. Equip. Cirurg. Ortop., São Paulo, Brasil).	La evaluación cinemática se realizó en la posición habitual del sillín, correspondiente a la que el sujeto eligió voluntariamente, y en	Inclinación de la pelvis y morfología lumbar.

Kolehmainen et al. (1989)	8 hombres sanos adultos.	24 – 34.	Un ordenador (HP 21 MX), un dispositivo optoelectrónico (Selspot). (ENOGH system).	la posición del sillín ajustada según parámetros biomecánicos. Se seleccionaron cinco ciclos en cada situación de prueba para el análisis cinemático 2D. Los ciclistas pedaleaban en una bicicleta estática usando tres posiciones diferentes del manillar.	Morfología torácica.
McEvoy et al. (2007)	15 hombres ciclistas, 2 ciclistas mujeres, 15 hombres no ciclistas y 2	23 ± 4.	El sensor módulo SmartLevel.	El ciclista asumió la posición de sentado prolongado con el pecho tan cerca de los muslos como voluntariamente fue posible (similar al test sit-and-reach), con las plantas de los pies contra una	Inclinación de la pelvis.

	mujeres no ciclistas.			pared y las rodillas en extensión completa.	
Muyor (2015)	28 hombres ciclistas élite.	(n/c).	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Las curvaturas sagitales de la columna vertebral y la inclinación pélvica se evaluaron sobre la bicicleta, en las posiciones del manillar superior, media, baja y aerodinámica. Además, las curvaturas sagitales de la columna vertebral y la inclinación pélvica se evaluaron en bipedestación.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.
Muyor & Zabala (2016)	30 ciclistas élite de carretera, 30 ciclistas élite de	Ciclistas de carretera: 33 ± 8 ; ciclistas de	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Las curvaturas sagitales de la columna vertebral y la inclinación pélvica se evaluaron sobre la	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.

montaña y 30 no
 ciclistas (no
 evaluados obre
 la bicicleta).
 montaña: 31 ± 5
 y no ciclistas: 32
 ± 5 .

bicicleta, en las posiciones del
 manillar superior, medio y bajo
 (en ciclistas de carretera) y
 transversal (en ciclistas de
 montaña).

Además, las curvaturas sagitales
 de la columna vertebral y la
 inclinación pélvica se evaluaron
 en la postura de bipedestación y en
 el test sit-and-reach.

Muyor et al.
 (2013a)
 60 hombres
 ciclistas elite y
 68 sedentarios
 (control).

22 ± 3 .

Spinal Mouse® (Idiag,
 Fehraltdorf,
 Switzerland).

Se evaluó la morfología lumbar,
 sentado en una bicicleta en tres
 posiciones del manillar (superior,
 medio e inferior).

Además, la morfología lumbar
 sagital se valuó en bipedestación,
 en sedentación con la máxima

Morfología lumbar.

Muyor et al. (2013b)	75 hombres ciclistas.	35 ± 9.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	flexión del tronco y en el test sit- and-reach. La morfología sagital torácica y lumbar y la inclinación pélvica se evaluaron en sus propias bicicletas, en un agarre bajo de manillar. Además, la morfología sagital torácica y lumbar y la inclinación pélvica se evaluaron en bipedestación, en sedentación, en sedentación con la máxima flexión del tronco y en el test sit- and-reach.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.
-------------------------	--------------------------	---------	--	---	--

Muyor, Alacid, et al. (2011a)	50 ciclistas máster 40.	44 ± 3.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Evaluaron las curvaturas sagitales del raquis torácico y lumbar, sentado en su propia bicicleta en tres posiciones del manillar (superior, medio e inferior) y en la postura de bipedestación.	Morfología lumbar y morfología torácica.
Muyor, Alacid, et al. (2011c)	96 ciclistas hombres.	30 ± 6.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Evaluaron las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica en sus propias bicicletas, en el agarre más bajo del manillar.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.
Muyor, Alacid, López-Miñarro, et al. (2012)	20 ciclistas ≤30 años, 25 ciclistas entre 31 y 40 años; y 20	25 – 57.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Evaluaron las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica en bipedestación.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.

	ciclistas ≥ 41 años.				
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	45 ciclistas elite y 45 ciclistas máster.	Elite: 23 ± 3 y máster: 34 ± 3 .	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Sobre su propia bicicleta, los ciclistas tenían que pedalear durante 5 minutos a una cadencia de 90 rpm, en tres posiciones diferentes, según el apoyo en el manillar (alto, medio y bajo). Además, las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica se evaluaron en bipedestación.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.
Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al. (2012)	55 ciclistas máster 30 y 55 ciclistas máster 40.	Máster 30: 31.6 ± 5.5 . Máster 40: 46 ± 4.9 .	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Evaluaron las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica en bipedestación, sedentación y en el test sit-and-reach.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011a)	60 ciclistas elite y 68 sedentarios.	22 ± 3.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	<p>Evaluaron la curvatura torácica del raquis sentado en su propia bicicleta en tres posiciones del manillar (superior, medio e inferior), en la postura de bipedestación y en el test sit-and-reach.</p>	Morfología torácica.
Muyor, López-Miñarro, et al. (2011b)	50 ciclistas elite y 55 sedentarios.	22 ± 3.	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	<p>Evaluaron la curvatura sagital lumbar, sentado en su propia bicicleta en tres posiciones de manillar (manillar superior, medio e inferior) y en la postura de bipedestación.</p>	Morfología lumbar.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)	60 hombres ciclistas elite y 60 hombres máster 30.	Elite: 23 ± 3 y máster 30: 34 ± 3 .	Spinal Mouse® (Idiag, Fehraltdorf, Switzerland).	Evaluaron las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica en sus propias bicicletas, en tres posiciones diferentes del manillar (alta, media y baja). Además, las curvaturas sagitales del raquis y la inclinación pélvica se evaluaron en bipedestación.	Inclinación de la pelvis, morfología lumbar y morfología torácica.
Sauer et al. (2007)	26 ciclistas experimentados: (12 hombres and 14 mujeres).	Hombres: 37 ± 11 y mujeres: 34 ± 11 .	Un sistema de captura de movimiento de ocho cámaras (Eagle Digital System; Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA).	Después de que cada sujeto se ajustase a la medida en una bicicleta estática, las evaluaciones se realizaron en tres salidas de potencia (100, 150 y 200 W) y en dos posiciones (alturas) del manillar (alto y bajo).	Inclinación de la pelvis.

Sayers & Tweddle (2012)	10 hombres con experiencia en el ciclismo.	36 ± 4.	6 cámaras infrarrojas (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden).	Un test de 60 minutos que se dividió en seis períodos de 10 minutos, que consistían en ocho minutos de ciclismo en estado estable (88% de las cargas de trabajo basadas en el inicio anterior de acumulación de lactato en sangre (OBLA), seguidos de 90 segundos al 140% de OBLA y una fase de recuperación de 30 segundos (60% de OBLA).	Inclinación pélvica y morfología torácica.
Schulz & Gordon (2010)	13 ciclistas (12 hombres y 1 mujer).	19 – 53.	Inclinómetro.	Tres posiciones: erguida en el manillar, en las palancas de freno y en la posición baja de forma aleatoria. El ángulo de la columna lumbar se evaluó después de que	Morfología lumbar.

				los ciclistas hubieran completado 10 minutos de ciclismo.	
Usabiaga et al. (1997)	3 hombres ciclistas élite.	n/c.	Radiografías.	Radiografías en diferentes posiciones adoptadas por los ciclistas.	Morfología lumbar.
Van Hoof et al. (2012)	8 hombres ciclistas con dolor de espalda baja y 9 hombres ciclistas sin dolor.	Con dolor de espalda baja 28 ± 9 y sin dolor 28 ± 9 .	Un sistema remoto de monitorización de la postura (BodyGuard) (Sels Instruments NV, Belgium).	Los sujetos realizaron 2 horas de ciclismo al aire libre en sus propias bicicletas. Se midió la cinemática lumbar inferior.	Morfología lumbar.

Zamiri et al. (2017)	19 ciclistas con dolor lumbar y 20 asintomáticos no ciclistas.	26 ± 9.	6 cámaras infrarrojas (Qualisys AB. Sweden).	El rango del movimiento de la inclinación de la pelvis y morfología lumbar (ROM) fueron evaluados durante las pruebas clínicas de flexión hacia adelante y retorno hacia atrás.	Inclinación de la pelvis y morfología lumbar.
-------------------------	---	---------	--	--	--

3.3.3. Morfología de la columna vertebral adoptada sobre la bicicleta

3.3.3.1. *Inclinación de la pelvis*

Diecisiete estudios (Tabla 4) evaluaron la inclinación pélvica en la bicicleta (Bini et al., 2014, 2016; Brand et al., 2019; Bressel & Larson, 2003; Burnett et al., 2004; Holliday et al., 2019; Holliday & Swart, 2021a, 2021b; Kleinpaul et al., 2012; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011c; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor, 2015; Muyor & Zabala, 2016; Sauer et al., 2007; Sayers & Tweddle, 2012). La mayoría de esos estudios mostraron que el tipo de manillar y la posición sobre la bicicleta (según la altura y la distancia del manillar con respecto al sillín) estaba estrechamente relacionado con la inclinación pélvica.

En este sentido, se encontró una inclinación pélvica más significativa cuanto más lejos se situaba el manillar (Brand et al., 2019). Asimismo, se observó una mayor inclinación pélvica a medida que el apoyo en el manillar era más bajo con respecto a la altura del sillín, con una media de inclinación pélvica de 24° en el caso del agarre alto del manillar (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016), ~ 28° en el agarre medio (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016), ~ 35° para agarre bajo (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016), ~ 49° en manillares aerodinámicos (Muyor, 2015) y ~ 22° en ciclistas de montaña (Muyor & Zabala, 2016).

Además, se encontró que los ciclistas de mayor edad mostraban una menor inclinación pélvica (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016). Además, los ciclistas sin dolor lumbar y extensibilidad adecuada de los isquiosurales mostraron una mayor inclinación pélvica que los ciclistas con dolor lumbar y acortamiento de la extensibilidad isquiosural (Burnett et al., 2004; Muyor, Alacid, et al., 2011c). Además, una mayor anteversión pélvica se ha correlacionado con una mayor extensibilidad de los isquiosurales, un mayor ángulo de flexión de la cadera y un manillar más bajo (Holliday & Swart, 2021a).

Sin embargo, no se han encontrado diferencias significativas en la inclinación pélvica entre los ciclistas recreativos y competitivos (Bini et al., 2014, 2016), o entre hombres y mujeres, excepto en el agarre más bajo del manillar, donde la inclinación pélvica

promedio fue más significativa para las mujeres que para los hombres (Sauer et al., 2007). Por otro lado, los diseños de sillín también modifican la inclinación pélvica, donde un sillín recortado parcial o completo aumenta la inclinación pélvica anterior en comparación con un diseño tradicional (Bressel & Larson, 2003).

Por otro lado, se ha observado una mayor inclinación pélvica a medida que aumenta la carga de trabajo (Bini et al., 2016), así como su duración (Sayers & Tweddle, 2012). Sin embargo, Holliday et al. (2019) observaron que la flexión de la cadera se mantuvo sin cambios al pedalear a intensidades incrementales.

Tabla 4. Principales resultados en la inclinación pélvica adoptada sobre la bicicleta.

Referencia	Resultados	Conclusiones
Bini et al. (2014)	Con los pedales paralelos al suelo, los ciclistas recreativos mostraron una inclinación pélvica de $20^\circ \pm 9^\circ$ y los ciclistas de competición: $22^\circ \pm 11^\circ$. Con el pedal en la posición más baja y el contrario en la más alta los ciclistas recreativos mostraron una inclinación pélvica de $22^\circ \pm 9^\circ$ y los ciclistas de competición: $23^\circ \pm 11^\circ$.	Hay una mayor inclinación pélvica cuando los pies se encuentran paralelos al suelo.
Bini et al. (2016)	La inclinación pélvica en ciclistas competitivos al 65% de su producción de potencia máxima aeróbica fue de $9,1^\circ \pm 5,8^\circ$; al 75%: $9,8^\circ \pm 5,1^\circ$; al 85%: $9,7^\circ \pm 5,2^\circ$; y al 95%: $10,^\circ \pm 5,9^\circ$. Los ciclistas recreativos al 65% fue de $7,9^\circ \pm 3^\circ$; al 75%: $9,5^\circ \pm 3,4^\circ$; al 85%: $10,3^\circ \pm 2,7^\circ$; y al 95%: $10,4^\circ \pm 4^\circ$.	Existe un aumento en la inclinación pélvica a medida que aumenta el esfuerzo.
Brand et al. (2019)	La inclinación pélvica en ciclistas cuya distancia sobre el manillar era neutra fue de $\sim 28^\circ$, en una posición más acortada de distancia sobre el	Existe un cambio significativo de inclinación pélvica por las posiciones adoptadas. Hay una mayor

manillar fue: $\sim 23^\circ$, en la posición de sillín inclinado 10° hacia delante y neutra (0°) fue: $\sim 29^\circ$; y finalmente, en la posición de manillar acertada y el sillín inclinado 10° fue: $\sim 24^\circ$.

inclinación pélvica cuando el ciclista apoya las manos en la parte más alejada del manillar y cuando el sillín se sitúa inclinado.

Bressel & Larson (2003)

Los ciclistas experimentados mostraron una inclinación pélvica de $22,7^\circ \pm 2,11^\circ$ en un sillín estándar; en un sillín con recorte parcial: $24,7^\circ \pm 2^\circ$; y en un sillín recortado completo: $25,6^\circ \pm 2,3^\circ$. Los ciclistas novatos mostraron una inclinación de la pelvis de $18,7^\circ \pm 2,1^\circ$ en un sillín estándar; en sillín recortado parcial: $20^\circ \pm 2^\circ$; y en sillín recortado completo: $22,4^\circ \pm 2,3^\circ$.

Los diseños del sillín de corte parcial y completo aumentan la inclinación pélvica. Además, un sillín con un diseño de corte parcial puede ser más cómodo que un diseño de sillín estándar o completo.

Burnett et al. (2004)

Al inicio del test el grupo sin dolor mostró una flexión de la pelvis de $23,2^\circ \pm 16,6^\circ$ y al final: $23,4^\circ \pm 17,4^\circ$. Al principio del test el grupo con dolor mostró una flexión de la pelvis: $16,1^\circ \pm 15,4^\circ$ y al final: $15^\circ \pm 15,4^\circ$.

Existe una mayor inclinación pélvica en ciclistas sin dolor.

Holliday & Swart (2021a)	No hubo una correlación significativa entre el ángulo pélvico y ninguna de las variables de rendimiento, aunque una pelvis rotada más anteriormente se correlacionó con valores significativos del ángulo de extensión de la rodilla ($r = -0,43$, $p = 0,002$), ángulo de flexión de la cadera ($r = 0,76$, $p < 0,001$) una mayor caída del manillar ($r = -0,34$, $p = 0,017$).	La mejora de la flexibilidad y de la capacidad para adoptar una pelvis rotada anteriormente y una altura más baja del manillar, debería aumentar la fuerza generada en la fase de empuje del golpe de pedal y, por lo tanto, mejorar su rendimiento ciclista.
Holliday & Swart (2021b)	El test del ángulo de extensión de la rodilla fue un predictor significativo de la caída del manillar ($p = 0,01$). Se predijo que la caída del manillar aumentaría un 0,09 % por cada grado del ángulo de extensión de la rodilla alcanzado.	Una mayor flexibilidad en los músculos isquiotibiales permitiría una mayor inclinación pélvica para alcanzar el agarre de manillar bajo, así como una mayor altura del sillín.
Holliday et al. (2019)	La flexión de la cadera en el punto muerto superior se mantuvo sin cambios al pedalear a intensidades incrementales ($122^\circ \pm 6^\circ$ al 60%, 80% y 90% de la frecuencia cardíaca máxima, $p = 0,856$).	La posición de la cadera y, por tanto, de la pelvis no se ve afectada por la intensidad del esfuerzo realizado.

Kleinpaul et al. (2012)	Los momentos de pedaleo del 0% y del 40% al 100% del ciclo de la pedalada muestran valores de flexión más altos en la posición del sillín ajustada biomecánicamente que en la posición habitual.	La flexión aumentó en la posición ajustada, mientras que los ángulos de inclinación y rotación promedio más altos se dieron en la posición habitual.
Muyor (2015)	Los ciclistas élite de carretera con agarre de manillar superior obtuvieron una inclinación pélvica de $26,8^{\circ} \pm 8,6^{\circ}$; con agarre medio: $29,9^{\circ} \pm 9^{\circ}$; con agarre inferior: $37,8^{\circ} \pm 8,9^{\circ}$; y con un manillar aerodinámico: $48,9^{\circ} \pm 9,6^{\circ}$.	Existe una mayor inclinación pélvica a medida que el agarre de manillar es más bajo con respecto a la altura del sillín.
Muyor & Zabala (2016)	Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar superior mostraron una inclinación pélvica de $23,1^{\circ} \pm 6,61^{\circ}$; con agarre medio: $28,3^{\circ} \pm 6,4^{\circ}$ y con agarre inferior: $35,3^{\circ} \pm 6,4^{\circ}$. Los ciclistas de montaña mostraron una inclinación pélvica de $22,4^{\circ} \pm 7^{\circ}$.	Existe una mayor inclinación pélvica a medida que el agarre del manillar es más bajo con respecto a la altura del sillín.

Muyor et al. (2013b)	Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar más bajo mostraron una inclinación pélvica de $34,2^\circ \pm 7^\circ$.	La inclinación pélvica en esta posición evaluada fue de $\sim 34^\circ$.
Muyor, Alacid, et al. (2011c)	La inclinación pélvica, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son: en ciclistas con $<80^\circ$ de PSLR: $33,5^\circ \pm 6,6^\circ$; con PSLR entre 80° y 90° : $35,4^\circ \pm 6,8^\circ$; y con PSLR $>90^\circ$: $35,7^\circ \pm 6,5^\circ$.	La extensibilidad de la musculatura isquiosural influye en las posturas pélvicas cuando se realiza la flexión máxima del tronco con las rodillas extendidas, pero no cuando los ciclistas están sentados en sus bicicletas.
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	Los ciclistas elite mostraron con el agarre de manillar superior una inclinación pélvica de $23,3^\circ \pm 5,5^\circ$; con el agarre medio: $27,6^\circ \pm 5,8^\circ$ y con el agarre inferior: $35^\circ \pm 5,7^\circ$. Los ciclistas masters 30 con el agarre de manillar superior: $21,8^\circ \pm 6,3^\circ$; medio: $26,9^\circ \pm 6,53^\circ$ e inferior: $34,1^\circ \pm 6,3^\circ$.	La inclinación pélvica incrementa cuando más distal y bajo es el agarre de manillar con respecto la altura del sillín.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)	Los ciclistas élite mostraron con el agarre de manillar superior una inclinación pélvica de $24,6^\circ \pm 5,9^\circ$; con el agarre medio: $29^\circ \pm 6,3^\circ$ y con el agarre inferior: $36,3^\circ \pm 6,3^\circ$. Los ciclistas máster 30 con el agarre de manillar superior: $21,7^\circ \pm 6,2^\circ$; medio: $26,5^\circ \pm 6,5^\circ$ e inferior: $33,4^\circ \pm 6,5^\circ$.	Existe una mayor inclinación pélvica en los agarres del manillar más bajos. Además, la inclinación pélvica es menor en ciclistas de mayor edad.
Sauer et al. (2007)	La inclinación pélvica anterior promedio no fue significativamente diferente entre hombres y mujeres en la posición superior del manillar. Sin embargo, en la posición más baja, la inclinación pélvica promedio fue mayor para las mujeres que para los hombres ($p = 0,036$).	Existe una mayor inclinación pélvica en mujeres que en hombres, excepto en la posición alta del manillar.
Sayers & Tweddle (2012)	En el primer período de ejercicio (10 minutos pedaleando), la inclinación anterior máxima de la pelvis fue de $-8^\circ \pm 4^\circ$, y la inclinación posterior máxima de la pelvis fue de $7^\circ \pm 3^\circ$. En el sexto período de ejercicio (60 minutos pedaleando), la inclinación anterior máxima de la pelvis fue de $-10^\circ \pm 4^\circ$, y la inclinación posterior máxima de la pelvis fue de $10^\circ \pm 3^\circ$.	Existe una mayor inclinación de la pelvis anterior y posterior a medida que incrementa el tiempo de ejercicio (ciclismo).

3.3.3.2. Morfología lumbar

Dieciocho estudios (Tabla 5) midieron la morfología lumbar en bicicletas (Brand et al., 2019; Burnett et al., 2004; Diefenthaler et al., 2008; Fanucci et al., 2002; Holliday et al., 2019; Kleinpaul et al., 2012; Muyor, Alacid, et al., 2011a, 2011c; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c, 2011b; Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b, 2013a; Muyor & Zabala, 2016; Schulz & Gordon, 2010; Usabiaga et al., 1997; Van Hoof et al., 2012). Todos ellos mostraron que la cifosis lumbar (flexión lumbar) estaba relacionada con el tipo de manillar y la posición (según la altura y la distancia del manillar con respecto al sillín) que se utilizase.

En este sentido, la cifosis lumbar fue mayor cuando el agarre del manillar era más bajo y alejado del sillín, encontrándose valores angulares de flexión lumbar $\sim 24^\circ$ con el agarre de manillar superior (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b, 2011c; Muyor & Zabala, 2016), $\sim 25^\circ$ con el medio (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b, 2011c; Muyor & Zabala, 2016), $\sim 27^\circ$ con el inferior (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a, 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b, 2011c; Muyor & Zabala, 2016), $\sim 32^\circ$ con el manillar aerodinámico (Muyor, 2015), y $\sim 21^\circ$ en ciclistas de montaña (Muyor & Zabala, 2016).

En cuanto a la influencia de la extensibilidad de la musculatura isquiosural, no hubo diferencias estadísticamente significativas en la cifosis lumbar entre ciclistas con mayor o menor extensibilidad de los isquiosurales (Muyor, Alacid, et al., 2011c). La posición de la inclinación del sillín tampoco tuvo una influencia significativa (Brand et al., 2019). Aunque, sí se ha encontrado una tendencia hacia una mayor flexión lumbar cuando los ciclistas pedalean durante 10 minutos (Schulz & Gordon, 2010) y cuando la intensidad de esfuerzo aumenta (Holliday et al., 2019).

Por otro lado, los ciclistas con dolor lumbar mostraron una flexión lumbar significativamente mayor que los ciclistas sin dolor (Burnett et al., 2008; Van Hoof et al., 2012). Asimismo, los ciclistas mayores mostraron una menor cifosis lumbar que los ciclistas más jóvenes (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a; Muyor, Alacid, et al., 2011a;

Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016).

Tabla 5. Principales resultados en la morfología lumbar adoptada sobre la bicicleta.

Referencia	Resultados	Conclusiones
Brand et al. (2019)	La flexión lumbar en ciclistas cuya posición era neutra fue de $\sim 30^\circ$, en una posición más acortada de distancia sobre el manillar, con el sillín inclinado 10° hacia delante y neutro (0°) fue: $\sim 29^\circ$.	Los ángulos intersegmentales de la columna lumbar se mantuvieron casi sin cambios en las posiciones evaluadas.
Burnett et al., (2004)	Al inicio del test, en el grupo sin dolor, la flexión de morfología lumbar inferior fue de $25,3^\circ \pm 19,3^\circ$; al final: $24,9^\circ \pm 20,2^\circ$. En el grupo con dolor, en la flexión de morfología lumbar inferior fue de $38,6^\circ \pm 19^\circ$; al final: $38,6^\circ \pm 19,9^\circ$. Al inicio del test, en el grupo sin dolor, la flexión de la morfología lumbar superior fue de $26,8^\circ \pm 13,5^\circ$; al final: $27,2^\circ \pm 13,5^\circ$. El grupo con dolor, en la flexión de la morfología lumbar superior fue de $19,3^\circ \pm 21,6^\circ$; al final: $18,9^\circ \pm 20,9^\circ$.	Los ciclistas con dolor presentaban mayores grados de flexión lumbar.

Diefenthaler et al. (2008)	La media de flexión lumbar mientras el ciclista pedaleaba dentro del umbral ventilatorio 2 fue de $57^\circ \pm 6^\circ$.	Se mostraron datos similares de flexión lumbar en todos los ciclos del pedal.
Fanucci et al. (2002)	Para cada ciclista, los valores angulares en la columna lumbar cuando el pedal estaba situado detrás del sillín fueron: 11° , 10° , 18° , 11° , 7° , 10° , 9° , 8° , 12° y 9° . Los valores angulares en la columna lumbar cuando el pedal estaba en posición clásica fueron: 13° , 12° , 18° , 22° , 9° , 12° , 13° , 12° , 16° y 12° , respectivamente.	Para el tipo de bicicleta con el pedal detrás del sillín, la columna lumbar permanece en un ángulo fisiológico bastante similar a una posición erguida.
Holliday et al. (2019)	La flexión lumbar fue a más con el aumento de la intensidad, con un aumento de $45^\circ \pm 9^\circ$ al 60% de la frecuencia cardíaca máxima, $47^\circ \pm 11^\circ$ al 80% y $48^\circ \pm 11^\circ$ al 90%, ($F_{(1.68, 36.94)} = 17,80, p < 0,001$).	La flexión lumbar incremento significativamente a medida que la intensidad aumentaba.
Kleinpaul et al. (2012)	Los momentos de pedaleo del 0% al 60% del ciclo de la pedalada muestran valores de flexión más altos en la posición del sillín ajustada biomecánicamente que en la posición habitual.	La flexión aumentó en la posición ajustada.

Muyor (2015)	Los ciclistas élite de carretera con agarre de manillar superior obtuvieron valores angulares para el raquis lumbar de $26,8^{\circ} \pm 12,1^{\circ}$; con agarre medio: $27,2^{\circ} \pm 11,7^{\circ}$; con agarre inferior: $28,5^{\circ} \pm 9,8^{\circ}$ y con un manillar aerodinámico: $31,8^{\circ} \pm 11,2^{\circ}$.	La curvatura lumbar cambió de lordosis en bipedestación a cifosis lumbar, en todas las posiciones del manillar. Además, existe una cifosis lumbar significativamente mayor a medida que el agarre del manillar es más bajo con respecto a la altura del sillín.
Muyor & Zabala (2016)	Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar superior mostraron un ángulo lumbar de $23,1^{\circ} \pm 9,5^{\circ}$; con agarre medio: $24^{\circ} \pm 8,9^{\circ}$ y con agarre inferior: $26,4^{\circ} \pm 8,6^{\circ}$. Los ciclistas de montaña mostraron un ángulo lumbar de $21,1^{\circ} \pm 9,6^{\circ}$.	Sobre la bicicleta, se observó una mayor cifosis lumbar a medida que el agarre del manillar era más bajo. Los ciclistas de carretera presentaron una mayor flexión lumbar (en los tres agarres) que los ciclistas de montaña.
Muyor et al. (2013a)	Los valores angulares para el raquis lumbar en los ciclistas élite en el agarre alto de manillar fue de $25,3^{\circ} \pm 7,6^{\circ}$; agarre medio: $26^{\circ} \pm 7,8^{\circ}$ y agarre bajo: $28,5^{\circ} \pm 7,8^{\circ}$.	Existe una mayor cifosis lumbar a medida que el apoyo en el manillar es más bajo con respecto a la altura del sillín. Además, existe una mayor flexión

		<p>lumbar en ciclistas que en lo no deportistas, tanto en las posturas de flexión del tronco fuera de la bicicleta, como en las posiciones de los agarres evaluados sobre la bicicleta.</p>
<p>Muyor et al. (2013b)</p>	<p>Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar más bajo mostraron unos valores lumbares de $25,3^\circ \pm 8,8^\circ$.</p>	<p>La cifosis lumbar media en esta posición evaluada fue $\sim 25^\circ$. Por otro lado, la morfología lumbar cambió de lordosis en bipedestación a cifosis sobre la bicicleta.</p>
<p>Muyor, Alacid, et al. (2011a)</p>	<p>Los ciclistas máster 40 con el agarre de manillar superior mostraron una ángulo lumbar de $20,7^\circ \pm 10^\circ$; con agarre medio: $22,4^\circ \pm 10,5^\circ$ y con agarre inferior: $24^\circ \pm 9,9^\circ$.</p>	<p>Existe una mayor cifosis lumbar cuando el agarre del manillar es más bajo con respecto a la altura del sillín. En bipedestación los valores angulares lumbares están dentro de las referencias de normalidad.</p>

Muyor, Alacid, et al. (2011c)	Los valores angulares del raquis lumbar, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son: en ciclistas con $< 80^\circ$: $25,4^\circ \pm 7,7^\circ$; con PSLR entre 80° y 90° : $24,1^\circ \pm 7^\circ$, y con PSLR $> 90^\circ$: $26,2^\circ \pm 6,8^\circ$.	No existen diferencias estadísticamente significativas entre la morfología lumbar adoptada sobre la bicicleta y el grado de extensibilidad isquiosural.
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	Los ciclistas elite mostraron con el agarre de manillar superior unos valores lumbares de $26,6^\circ \pm 7,5^\circ$; con el agarre medio: $27,5^\circ \pm 7,3^\circ$ y con el agarre bajo: $30,0^\circ \pm 7,4^\circ$. Los ciclistas masters 30 ciclistas con el agarre de manillar superior: $21,8^\circ \pm 6,6^\circ$; medio: $22,8^\circ \pm 6,7^\circ$ y bajo: $23,3^\circ \pm 6,1^\circ$.	Sobre la bicicleta, la morfología del raquis lumbar está dispuesta en inversión, acentuándose la flexión intervertebral cuanto más distal y bajo está el apoyo en el manillar con respecto a la altura del sillín.
Muyor, López-Miñarro, et al. (2011b)	Los ciclistas elite mostraron con el agarre de manillar superior unos valores lumbares de $25,9^\circ \pm 7,7^\circ$; con el agarre medio: $26,8^\circ \pm 7,8^\circ$ y con el agarre bajo: $29,2^\circ \pm 7,8^\circ$. Los no ciclistas con el agarre de manillar superior: $21,8^\circ \pm 8,8^\circ$; medio: $22,5^\circ \pm 8,1^\circ$ y bajo: $24,8^\circ \pm 8^\circ$.	Los ciclistas elite tenían una adaptación morfológica lumbar específica en la bicicleta. Estos alcanzaron una mayor flexión lumbar sobre la bicicleta, que los sedentarios.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)	<p>Los ciclistas elite mostraron con el agarre de manillar superior unos valores lumbares de $25,3^\circ \pm 7,6^\circ$; con el agarre medio: $26^\circ \pm 7,8^\circ$ y con el agarre inferior: $28,5^\circ \pm 7,8^\circ$. Los ciclistas máster 30 con el agarre de manillar superior: $22,9^\circ \pm 7,5^\circ$; medio: $24,2^\circ \pm 7,5^\circ$ e inferior: $25,2^\circ \pm 7,3^\circ$.</p>	<p>La flexión lumbar fue mayor a medida que el agarre del manillar era más bajo con relación a la altura del sillín. Los ciclistas de mayor edad presentaron una menor flexión lumbar en comparación con los ciclistas más jóvenes. Asimismo, en bipedestación, ambas categorías de ciclistas presentaron elevados porcentajes de normalidad en la lordosis lumbar (88,3% y 76,7% en ciclistas de elite y máster, respectivamente).</p>
Schulz & Gordon (2010)	<p>El grupo sin dolor de espalda en el agarre de manillar superior al inicio de la prueba mostró un ángulo lumbar de $17,5^\circ \pm 13,6^\circ$ y a los diez minutos de $24,5^\circ \pm 14,4^\circ$. Con agarre medio en el inicio de la prueba: $17^\circ \pm 12,8^\circ$ y a los diez minutos: $23,5^\circ \pm 11,7^\circ$. Con el agarre inferior en el inicio de la prueba: $22,5^\circ \pm 13,4^\circ$ y a los diez minutos: $26^\circ \pm 13,5^\circ$.</p>	<p>Dada la pequeña muestra del estudio, los autores no pudieron concluir en la existencia de una relación directa entre el dolor lumbar y la flexión lumbar.</p>

El grupo con dolor de espalda en el agarre de manillar superior al inicio de la prueba mostró un ángulo lumbar de $29^\circ \pm 11,3^\circ$ y a los diez minutos de $20^\circ \pm 8,8^\circ$. Con el agarre medio en el inicio de la prueba: $28^\circ \pm 11,4^\circ$ y a los diez minutos: $29^\circ \pm 10,4^\circ$. Con el agarre inferior en el inicio de la prueba: $29^\circ \pm 10,5^\circ$ y a los diez minutos: $30^\circ \pm 11,2^\circ$.

Usabiaga et al.
(1997)

En los tres ciclistas élite la lordosis lumbar cambió a cifosis cuando el ciclista pedaleaba sobre la bicicleta.

Inversión en la columna lumbar sobre la bicicleta.

Van Hoof et al.
(2012)

Los ciclistas con dolor presentaban una significativa mayor flexión lumbar durante el ciclismo, que los ciclistas sin dolor ($p = 0,018$).

El dolor lumbar produce una mayor flexión del raquis lumbar, aumentando a su vez mas el dolor en la región.

3.3.3.3. Morfología torácica

Doce estudios aplicaron medidas en morfología torácica sobre la bicicleta (Burnett et al., 2004; Holliday et al., 2019; Kolehmainen et al., 1989; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011a, 2011c; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016; Sayers & Tweddle, 2012) (Tabla 6). Tras la revisión de dichos estudios no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores angulares de cifosis torácica en función del agarre del manillar.

Concretamente, los resultados mostraron que la cifosis torácica con el agarre de manillar alto y medio era $\sim 37^\circ$ (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c, 2011a; Muyor & Zabala, 2016), $\sim 39^\circ$ con el manillar inferior (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c, 2011a; Muyor & Zabala, 2016), $\sim 38^\circ$ con el manillar aerodinámico (Muyor, 2015), y $\sim 38^\circ$ también en ciclistas de montaña (Muyor & Zabala, 2016).

También se observó una tendencia hacia una mayor flexión torácica a medida que aumentaba el tiempo de pedaleo en la bicicleta (Sayers & Tweddle, 2012) y cuando la intensidad del esfuerzo se incrementa (Holliday et al., 2019). Además, los ciclistas experimentados y los ciclistas de mayor edad mostraron una mayor flexión torácica en comparación con los ciclistas principiantes (Muyor, Alacid, et al., 2011a), ciclistas más jóvenes (Muyor, 2015; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a, 2011c; Muyor & Zabala, 2016), o ciclistas con dolor de espalda (Burnett et al., 2004).

Tabla 6. Principales resultados de la morfología torácica adoptada sobre la bicicleta.

Referencia	Resultados	Conclusiones
Burnett et al. (2004)	Al inicio del test el grupo sin dolor mostró una flexión torácica inferior de $2,7^\circ \pm 5,9^\circ$ y al final de $3,8^\circ \pm 5,7^\circ$. Al principio del test el grupo con dolor mostró una flexión de morfología torácica inferior de $10,8^\circ \pm 10,9^\circ$ y al final: $11^\circ \pm 12,2^\circ$.	El grupo con dolor mostró mayor flexión de la morfología torácica inferior.
Holliday et al. (2019)	El ángulo torácico fue a más con el aumento de la intensidad, con un aumento de $60^\circ \pm 5^\circ$ al 60% de la frecuencia cardiaca máxima, $62^\circ \pm 5^\circ$ al 80% y $64^\circ \pm 5^\circ$ al 90% ($F_{(1,37, 30,16)} = 21,59, p < 0,001$).	La flexión torácica incrementó significativamente cuando la intensidad aumentaba.
Kolehmainen et al. (1989)	Los ciclistas mostraron una flexión de la morfología torácica superior (desde C7 a T5) en la posición de sentado vertical sobre la bicicleta de $20,1^\circ \pm 4,8^\circ$; con manillar alto: $46,6^\circ \pm 6,7^\circ$; con manillar recto: $62^\circ \pm 6,6^\circ$ y con manillar de carrera: $74,4^\circ \pm 7^\circ$. La curvatura torácica mostró un ángulo de $26,8^\circ \pm 8,8^\circ$ en la posición de sentado	La posición donde más flexión de la morfología torácica superior es en el manillar de carrera, mientras que respecto a toda la columna torácica es en la posición de manillar recto y en el de carrera.

vertical; con manillar alto: $31,1^\circ \pm 10,2^\circ$; con manillar recto: $30,6^\circ \pm 9,2^\circ$ y con manillar de carrera: $30,4^\circ \pm 9,4^\circ$.

Muyor (2015)

Los ciclistas élite de carretera con agarre de manillar superior obtuvieron valores angulares para el raquis torácico de $34,9^\circ \pm 11,8^\circ$; con agarre medio: $34,5^\circ \pm 12,5^\circ$; con agarre bajo: $38^\circ \pm 13,3^\circ$ y con agarre aerodinámico: $37,9^\circ \pm 10,4^\circ$.

La mayor flexión torácica se produjo con el agarre bajo y aerodinámico. (similar en el manillar aerodinámico). La morfología de la columna torácica fue similar en los agarres medios y altos. Por otro lado, la morfología torácica mostró valores angulares significativamente mayores en bipedestación que sobre la bicicleta.

Muyor & Zabala (2016)

Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar superior mostraron un ángulo torácico de $35,6^\circ \pm 12,1^\circ$; con agarre medio: $35,1^\circ \pm 13,1^\circ$ y con agarre inferior: $36,5^\circ \pm 11,1^\circ$. Los ciclistas de montaña mostraron un ángulo torácico de $38,3^\circ \pm 9,6^\circ$.

En bipedestación, los ciclistas de carretera mostraron una cifosis torácica significativamente mayor que los ciclistas de montaña. Además, se observó una mayor flexión torácica en el agarre bajo del manillar en los ciclistas de carretera, mientras que en el agarre medio y alto la curvatura

		<p>torácica se mantuvo similar al agarre transversal de la bicicleta de montaña.</p>
<p>Muyor et al. (2013b)</p>	<p>Los ciclistas de carretera con el agarre de manillar más bajo mostraron un ángulo torácico de $40,5^\circ \pm 10,1^\circ$.</p>	<p>Cifosis dorsal $\sim 41^\circ$. Además, la morfología torácica mostró mayores grados en la postura de pie que la morfología torácica sobre la bicicleta con la posición más baja del manillar ($p < 0,01$).</p>
<p>Muyor, Alacid, et al. (2011a)</p>	<p>Los ciclistas máster 40 con el agarre de manillar superior mostraron un ángulo torácico de $43,8^\circ \pm 8,4^\circ$; con agarre medio: $42^\circ \pm 8,4^\circ$ y con agarre inferior: $42,8^\circ \pm 9,3^\circ$.</p>	<p>El 68% de los ciclistas presentaban una hipercifosis torácica en la posición sentada. En cambio, los ciclistas mostraron una disminución significativa de su cifosis torácica sobre la bicicleta en comparación con la postura adoptada en bipedestación.</p>

Muyor, Alacid, et al. (2011c)	Los valores angulares del raquis torácico, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son: en ciclistas con: < 80°: 41° ± 9,7°; con PSLR entre 80° y 90°: 38,8° ± 10,1° y con PSLR > 90 °: 39,7° ± 10°.	La extensibilidad de la musculatura isquiosural influye sobre la morfología torácica cuando se realiza una flexión máxima del tronco con las rodillas extendidas, pero no sobre la postura adoptada por el ciclista sobre su bicicleta.
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	Los ciclistas élite mostraron con el agarre de manillar superior unos valores torácicos de 34,4° ± 10,8°; con el agarre medio: 35,1° ± 10,7° y con el agarre bajo: 37,1° ± 9,9°. Los ciclistas masters 30 ciclistas con el agarre de manillar superior: 40,2° ± 9,1°; medio: 37,7° ± 11,4° y bajo: 40,8° ± 10,9°.	Se observó una mayor cifosis dorsal en el agarre bajo del manillar en ambos grupos de ciclistas. Asimismo, los ciclistas mantuvieron en la bicicleta y en los tres agarres analizados, una curvatura torácica significativamente menor que en bipedestación.
Muyor, López-Miñarro, et al. (2011a)	El grupo ciclistas con el agarre superior mostraron un ángulo torácico de 35° ± 10,8°; con agarre medio: 35,3° ± 10,8° y con agarre inferior: 37,1° ± 9,8°.	Se observó una mayor cifosis dorsal en el agarre bajo del manillar en ciclistas, aunque esta fue menor en los ciclistas que en el grupo que no practicaban ciclismo. Por otro lado, el grupo de

El grupo no ciclistas con el agarre superior mostraron un ángulo torácico de $38,6^\circ \pm 9,7^\circ$; con agarre medio: $36,5^\circ \pm 10,1^\circ$ y con agarre inferior: $38,5^\circ \pm 9,4^\circ$.

Los ciclistas elite mostraron con el agarre de manillar superior unos valores torácicos de $35^\circ \pm 10,8^\circ$; con el agarre medio: $35,3^\circ \pm 10,8^\circ$ y con el agarre inferior: $37,2^\circ \pm 9,8^\circ$. Los ciclistas máster 30 con el agarre de manillar superior: $39,7^\circ \pm 8,5^\circ$; medio: $37,5^\circ \pm 10,5^\circ$ e inferior: $40,6^\circ \pm 10^\circ$.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)

ciclistas tanto en la posición de bipedestación, como en decúbito prono tenían ángulos de la columna torácica significativamente más altos que el grupo que no practicaba ciclismo.

Se observó una mayor cifosis dorsal en el agarre bajo del manillar en ambos grupos de ciclistas. Por otro lado, los ciclistas presentaron una elevada frecuencia de hipercifosis torácica en la posición de bipedestación (58,3% en ciclistas de elite y 53,3% en ciclistas maestros). Aunque, en ambos grupos de ciclistas, en la posición adoptada sobre la bicicleta, la curvatura torácica se encontraba en un ángulo menor, en las tres posiciones del manillar, con respecto a la posición en bipedestación ($p < 0,01$).

Sayers & Tweddle
(2012)

En el primer período de ejercicio (10 minutos pedaleando), la inclinación anterior máxima del tórax fue de $-4^{\circ} \pm 1^{\circ}$ y la inclinación posterior del tórax máxima fue de $5^{\circ} \pm 2^{\circ}$. En el sexto período de trabajo (60 minutos), la inclinación máxima anterior del tórax fue de $-5^{\circ} \pm 2^{\circ}$ y la inclinación máxima posterior del tórax fue $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$.

Se observó una mayor flexión y extensión dorsal a medida que avanzaba el ejercicio.

3.3.4. Morfología de la espina fuera de la bicicleta

3.3.4.1. Inclinación de la pelvis

Diez estudios aplicaron mediciones de la inclinación pélvica en posturas realizadas fuera de la bicicleta (Tabla 7) (McEvoy et al., 2007; Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011c; Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016; Zamiri et al., 2017). La postura más estudiada fuera de la bicicleta fue la posición en bipedestación, donde los resultados mostraron que la inclinación pélvica media fue de $\sim 12^\circ$ en los ciclistas. Además, los resultados mostraron una tendencia hacia una menor inclinación pélvica en los ciclistas de mayor edad (Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c). Las categorías elite y masters 30 mostraron valores angulares similares en la inclinación pélvica en bipedestación (Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012). Sin embargo, los ciclistas de carretera presentaron una mayor inclinación pélvica que los ciclistas de montaña (Muyor & Zabala, 2016).

Por otro lado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la inclinación pélvica al comparar ciclistas con no ciclistas (Muyor & Zabala, 2016). Además, tampoco se encontró una correlación significativa entre la inclinación pélvica en bipedestación y el grado de extensibilidad de la musculatura isquiosural (Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011c). Sin embargo, en la postura de máxima flexión del tronco con las rodillas extendidas, es decir en el test sit-and-reach, los ciclistas mostraron una significativa mayor inclinación pélvica que las personas que no practican ciclismo. Observándose una mayor capacidad de inclinación pélvica en aquellos ciclistas que presentaban más extensibilidad isquiosural (Muyor et al., 2013b; Muyor & Zabala, 2016).

Tabla 7. Principales resultados de la inclinación pélvica fuera de la bicicleta

Referencia	Resultados	Conclusiones
McEvoy et al. (2007)	En la posición de sedentación con máxima flexión del tronco, la inclinación pélvica en ciclistas fue de 12,2° y en el grupo de no ciclistas de -5,3°.	Se observó una mayor inclinación pélvica anterior en los ciclistas élite que en el grupo que no practicaban ciclismo.
Muyor (2015)	Los ciclistas élite de carretera obtuvieron una inclinación pélvica en bipedestación de 12,8° ± 7°.	Existe una menor inclinación pélvica en bipedestación que sobre la bicicleta.
Muyor & Zabala (2016)	Los ciclistas de carretera en bipedestación mostraron una inclinación pélvica de 12,8° ± 7,9°; los ciclistas de montaña: 12,9° ± 4,1° y el grupo de no ciclistas: 13,6° ± 6,1°. Los ciclistas de carretera en la prueba de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas mostraron una inclinación pélvica de -2,9° ± 11,1°; los ciclistas de montaña: 11,3° ± 9,9° y el grupo de no ciclistas: 15,1° ± 10,1°.	En bipedestación, la inclinación pélvica fue similar en los tres grupos analizados. Los ciclistas de carretera mostraron una significativa mayor inclinación pélvica en la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas, en comparación con los ciclistas de montaña y el grupo de no ciclistas.

Muyor et al.
(2013b)

Los ciclistas de carretera mostraron unos valores angulares en la inclinación pélvica en bipedestación de $10,8^\circ \pm 6,1^\circ$; en la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas de $15,6^\circ \pm 8,6^\circ$, posición sentada de $16,2^\circ \pm 8,9^\circ$ y en sedentación con máxima flexión del tronco de $43^\circ \pm 9,5^\circ$.

Muyor, Alacid,
et al. (2011c)

Los valores angulares de la inclinación pélvica, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son para la postura en bipedestación en ciclistas con $<80^\circ$: $11,1^\circ \pm 5,6^\circ$; entre 80° y 90° : $12,5^\circ \pm 4,3^\circ$ y con $>90^\circ$: $11,9^\circ \pm 5,2^\circ$ ($p > 0.05$).

En la postura de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas, con $<80^\circ$: $-19,2^\circ \pm 7,8^\circ$; entre 80° y 90° : $-8,7^\circ \pm 9,9^\circ$ y con $>90^\circ$: $-2,1^\circ \pm 8,3^\circ$ ($p \leq 0.001$).

No se observó una influencia entre el grado de extensibilidad isquiosural y la inclinación pélvica en las posturas de bipedestación y de sedentación. Aunque sí las hubo en la posición de máxima flexión del tronco, tanto con rodillas extendidas como flexionadas.

El grado de extensibilidad isquiosural no influye sobre la inclinación pélvica en bipedestación. En cambio, en la postura de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas, los ciclistas con mayor extensibilidad isquiosural muestran una significativa mayor inclinación pélvica en comparación con los de menor extensibilidad isquiosural.

Muyor, Alacid, López-Miñarro, et al. (2012)	La inclinación pélvica en bipedestación en los ciclistas menores de 30 años fue de $\sim 12^\circ$; en los ciclistas de entre 31 y 40 años: $\sim 11^\circ$ y en los ciclistas mayores de 41 años: $\sim 8^\circ$.	En bipedestación, la inclinación pélvica fue menor a medida que aumentaba la edad de los ciclistas.
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	Los ciclistas elite mostraron unos valores angulares en la inclinación pélvica en bipedestación de $14,3^\circ \pm 5,5^\circ$ y los máster 30 de $12,1^\circ \pm 4,8^\circ$.	Los ciclistas élite presentaron una mayor inclinación pélvica en bipedestación que los ciclistas máster 30.
Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al. (2012)	<p>Los valores angulares de la inclinación pélvica en bipedestación fue para los ciclistas máster 30 de $12,1^\circ \pm 5,3^\circ$ y para los ciclistas máster 40 de $9,3^\circ \pm 7,2^\circ$.</p> <p>En la postura de sedentación relajada fue para los ciclistas máster 30 de $-15,3^\circ \pm 6,5^\circ$ y para los ciclistas máster 40 de $-15,7^\circ \pm 9^\circ$.</p> <p>En la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas fue para los máster 30 ciclistas de $-12,5^\circ \pm 9,6^\circ$ y para los ciclistas máster 40 de $-9,6^\circ \pm 9,5^\circ$.</p>	Los ciclistas máster 30, en comparación con los ciclistas máster 40, presentaron una mayor inclinación pélvica anterior, tanto en bipedestación como en la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas. En cambio, la inclinación pélvica fue similar para ambos grupos en la postura de sedentación relajada.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)	Los valores angulares de la inclinación pélvica en bipedestación fue para los ciclistas elite de $13,7^{\circ} \pm 5,5^{\circ}$ y para los ciclistas máster 30 de $11,3^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$.	Ambas categorías de ciclistas no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la inclinación pélvica en la posición de bipedestación.
Zamiri et al. (2017)	<p>Los ciclistas con dolor de espalda en el test de flexión hacia adelante mostraron una inclinación pélvica anterior de $45,7^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$, mientras que el grupo sin dolor obtuvo $51^{\circ} \pm 1,5^{\circ}$.</p> <p>Los ciclistas con dolor de espalda en el test de retorno hacia atrás mostraron una inclinación pélvica posterior de $45,7^{\circ} \pm 2^{\circ}$, mientras que el grupo sin dolor obtuvo $51,9^{\circ} \pm 1,7^{\circ}$.</p>	Los ciclistas con dolor lumbar muestran una inclinación pélvica anterior y posterior significativamente menor que los no ciclistas en la prueba de inclinación hacia adelante y retorno hacia atrás, respectivamente.

3.3.4.2. Morfología lumbar

Doce estudios evaluaron la morfología lumbar fuera de la bicicleta (Tabla 8) (Muyor, 2015; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Muyor et al., 2013b, 2013a; Muyor, Alacid, et al., 2011a, 2011c; Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b; Muyor & Zabala, 2016; Zamiri et al., 2017). La posición más estudiada fuera de la bicicleta fue la de bipedestación, donde los resultados mostraron que la lordosis lumbar media es $\sim -26^\circ$ en ciclistas. También, en esta postura de bipedestación, los resultados mostraron una tendencia hacia una menor lordosis lumbar en los ciclistas de mayor edad (Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012), pero sin diferencias estadísticamente significativas entre las categorías más jóvenes (elite y master 30) (Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c). Por otro lado, los resultados no fueron significativos al comparar ciclistas con no ciclistas en dicha postura de bipedestación (Muyor et al., 2013a; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b; Muyor & Zabala, 2016). Además, se observó una relación significativa entre la lordosis lumbar en bipedestación y el grado de extensibilidad de la musculatura isquiosural (Muyor et al., 2013b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b).

Otra de las posiciones más evaluadas fue la de máxima flexión del tronco en sedentación con las rodillas extendidas (postura de sit-and-reach), donde la cifosis lumbar media de los ciclistas fue de $\sim 31^\circ$. Además, en esta postura, los resultados mostraron una mayor capacidad de flexión lumbar en los ciclistas en comparación con un grupo de no ciclistas (Muyor et al., 2013a; Muyor & Zabala, 2016). Sin embargo, en esta postura de sit-and-reach no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la flexión lumbar entre ciclistas, según la edad (Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012) ni el grado de extensibilidad isquiosural (Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b).

Por otro lado, en la flexión máxima del tronco en sedentación con rodillas flexionadas, los ciclistas mostraron una flexión lumbar significativamente mayor que los no deportistas (Muyor et al., 2013a, 2013b). Finalmente, los ciclistas con dolor lumbar presentaron una extensión lumbar significativamente menor que el grupo control sin dolor lumbar (Zamiri et al., 2017).

Tabla 8. Principales resultados en la morfología lumbar fuera de la bicicleta.

Referencia	Resultados	Conclusiones
Muyor (2015)	Los ciclistas élite de carretera obtuvieron un ángulo lumbar de $-27,1^\circ \pm 8,6^\circ$ en bipedestación.	La morfología lumbar cambió a lordosis en bipedestación.
Muyor & Zabala (2016)	Los ciclistas de carretera en bipedestación mostraron un ángulo lumbar de $-26,3^\circ \pm 8,8^\circ$; los ciclistas de montaña: $-26,2^\circ \pm 7,1^\circ$ y el grupo de no ciclistas: $-26^\circ \pm 7,4^\circ$. Los ciclistas de carretera en la prueba de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas mostraron un ángulo lumbar de $31,1^\circ \pm 11,2^\circ$; los ciclistas de montaña: $29,7^\circ \pm 8,5^\circ$ y el grupo de no ciclistas: $29,9^\circ \pm 6,2^\circ$.	No hay diferencias significativas entre los tres grupos investigados en posición de pie. Los ciclistas de ruta tienen una lordosis lumbar significativamente mayor que los ciclistas de montaña y el grupo de control.
Muyor et al. (2013a)	Los valores angulares para el raquis lumbar en los ciclistas elite en bipedestación fue $-27,3^\circ \pm 7,2^\circ$ y en no deportistas fue $-27,5^\circ \pm 7,2^\circ$.	Mayor flexión lumbar en ciclistas que en no deportistas en las posturas evaluadas excepto en bipedestación.

En la prueba sit-and-reach en ciclistas: $33,8^\circ \pm 9,6^\circ$ y en no deportistas: $30,3^\circ \pm 7,7^\circ$.

En flexión máxima del tronco sentado con las rodillas flexionadas en ciclistas: $38,3^\circ \pm 9,9^\circ$ y en no deportistas: $31,8^\circ \pm 8,2^\circ$.

Muyor et al.
(2013b)

Los ciclistas de carretera mostraron unos valores angulares en la zona lumbar en bipedestación de $-24,3^\circ \pm 8^\circ$; en la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas de $30,4^\circ \pm 9,2^\circ$, posición sentada de $18,4^\circ \pm 11,1^\circ$ y en sedentación con máxima flexión del tronco de $32,4^\circ \pm 9,3^\circ$.

Mala relación entre la extensibilidad de los isquiosurales y la morfología lumbar en bipedestación y en posición sentada.

Relaciones significativas pero bajas en la flexión máxima del tronco con las rodillas flexionadas.

Muyor, Alacid, et al. (2011a)

Los ciclistas máster 40 en bipedestación mostraron un ángulo lumbar de $-22,7 \pm 9,4^\circ$.

Valores normales en la morfología lumbar en bipedestación.

Muyor, Alacid, et al. (2011c)

Los valores angulares de la zona lumbar, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el

No hubo diferencias significativas en ninguna posición evaluada

test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son para la postura en bipedestación en ciclistas con $<80^\circ$: $-25,1^\circ \pm 5,3^\circ$; entre 80° y 90° : $-27,3^\circ \pm 6,9^\circ$ y con $> 90^\circ$: $-25,3^\circ \pm 6,9^\circ$ ($p > 0.05$).

En la postura de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas, con $<80^\circ$: $29,8^\circ \pm 7,2^\circ$; entre 80° y 90° : $30,4^\circ \pm 8,4^\circ$ y con $> 90^\circ$: $33,1^\circ \pm 9,1^\circ$ ($p \leq 0.001$).

Muyor, Alacid, López-Miñarro, et al. (2012)

El ángulo lumbar en bipedestación en los ciclistas menores de 30 años fue de $\sim -27^\circ$; en los ciclistas de entre 31 y 40 años: $\sim -27^\circ$ y en los ciclistas mayores de 41 años: $\sim -20^\circ$.

En ciclistas mayores, la lordosis es significativamente menor.

Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)

Los ciclistas elite mostraron unos valores angulares en la zona lumbar en bipedestación de $-27,6^\circ \pm 7^\circ$ y los máster 30 de $-26,6^\circ \pm 6^\circ$.

No existen diferencias significativas entre la morfología lumbar y la categoría de ciclistas.

Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al. (2012)	<p>Los valores angulares de la zona lumbar en bipedestación fue para los ciclistas máster 30 de $-26^{\circ} \pm 6^{\circ}$ y para los ciclistas máster 40 de $-22,7^{\circ} \pm 9,2^{\circ}$.</p> <p>En la postura de sedentación relajada fue para los ciclistas máster 30 de $17,4^{\circ} \pm 9,7^{\circ}$ y para los ciclistas máster 40 de $17,2^{\circ} \pm 12^{\circ}$.</p> <p>En la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas fue para los máster 30 ciclistas de $30,1^{\circ} \pm 8,4^{\circ}$ y para los ciclistas máster 40 de $27,3^{\circ} \pm 10,2^{\circ}$.</p>	Mayor lordosis lumbar de pie en ciclistas máster 30.
Muyor, López-Miñarro, et al. (2011b)	Los valores angulares de la zona lumbar en bipedestación fue para los ciclistas élite de $-27,9 \pm 6,7^{\circ}$ y para los no ciclistas de $-27,5 \pm 7,1^{\circ}$.	No hubo diferencias significativas.
Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)	Los valores angulares en la zona lumbar en bipedestación fue para los ciclistas elite de $-27,3^{\circ} \pm 7,2^{\circ}$ y para los ciclistas máster 30 de $-25,3^{\circ} \pm 6,3^{\circ}$.	Sin diferencias significativas. Se encontraron valores neutrales en la columna lumbar en ambas categorías.

Zamiri et al. (2017)

Los ciclistas con dolor de espalda en el test de flexión hacia adelante mostraron un ángulo de flexión lumbar de $81,4^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$, mientras que el grupo sin dolor obtuvo $87,7^{\circ} \pm 1,6^{\circ}$.

Los ciclistas con dolor de espalda en el test de retorno hacia atrás mostraron un ángulo de flexión lumbar de $81,9^{\circ} \pm 3^{\circ}$, mientras que el grupo sin dolor obtuvo $88,9^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$.

No hay diferencias significativas entre los ciclistas con dolor lumbar y el grupo control en el ángulo de flexión lumbar en la prueba de flexión hacia adelante, mientras que, en la prueba de retorno hacia atrás, los ciclistas con dolor lumbar muestran una extensión lumbar significativamente menor que el grupo control.

3.3.4.3. Morfología torácica

Diez estudios evaluaron la morfología torácica fuera de la bicicleta (Tabla 9) (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011a, 2011c; Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c, 2011a; Muyor & Zabala, 2016). La posición más estudiada fuera de la bicicleta fue la de bipedestación, encontrando en los ciclistas una cifosis torácica media de $\sim 45^\circ$, es decir, en el límite superior de los valores de referencia para la cifosis normal y la hipercifosis torácica en bipedestación (Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c). Por otro lado, los resultados mostraron una relación significativa entre la cifosis torácica y la edad, aunque existe una tendencia hacia una mayor cifosis torácica en los ciclistas de mayor edad (Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012). Por otro lado, los ciclistas de carretera mostraron una mayor cifosis torácica que los ciclistas de montaña (Muyor & Zabala, 2016) y los no ciclistas (Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016). No se observó una relación significativa entre la cifosis torácica en bipedestación y el grado de extensibilidad isquiosural de los ciclistas (Muyor et al., 2013b; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011b).

Otra postura frecuentemente evaluada es la adoptada en máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas (sit-and-reach), encontrándose en ciclistas una cifosis torácica media de $\sim 61^\circ$. En esta postura, los resultados no mostraron una relación significativa entre la cifosis torácica y la edad (Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012), ni tampoco se observaron diferencias significativas entre en la curvatura torácica entre los ciclistas de carretera, ciclistas de montaña y no ciclistas (Muyor & Zabala, 2016). Sin embargo, si se observó que aquellos ciclistas que presentaban una mayor extensibilidad isquiosural, alcanzaban una mayor flexión torácica en la postura de sit-and-reach (Muyor et al., 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011c).

En cambio, en la postura de sedentación relajada, no se encontró una correlación significativa entre el grado de extensibilidad isquiosural y la cifosis torácica (Muyor et al., 2013b), aunque independientemente de la extensibilidad isquiosural, los ciclistas mayores presentaban una mayor cifosis torácica en sedentación (Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012).

Tabla 9. Principales resultados en la morfología torácica fuera de la bicicleta.

Referencia	Resultados	Conclusiones
Muyor (2015)	Los ciclistas élite de carretera obtuvieron un ángulo torácico de $44^\circ \pm 10,4^\circ$ en bipedestación.	La morfología torácica mostró valores angulares más elevados en bipedestación que en bicicleta.
Muyor & Zabala (2016)	Los ciclistas de carretera en bipedestación mostraron un ángulo torácico de $51,8^\circ \pm 9,8^\circ$; los ciclistas de montaña: $44,1^\circ \pm 9,9^\circ$ y el grupo de no ciclistas: $43^\circ \pm 7,8^\circ$. Los ciclistas de carretera en la prueba de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas mostraron un ángulo torácico de $62,9^\circ \pm 13,1^\circ$; los ciclistas de montaña: $61,6^\circ \pm 8,9^\circ$ y el grupo de no ciclistas: $61,4^\circ \pm 8,6^\circ$.	Los ciclistas de ruta mostraron una cifosis torácica significativamente mayor que los ciclistas de montaña y no ciclistas en la postura de pie.
Muyor et al. (2013b)	Los ciclistas de carretera mostraron unos valores angulares en la zona torácica en bipedestación de $46^\circ \pm 9,1^\circ$; en la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas	Pobre relación entre la extensibilidad de los isquiosurales y la morfología torácica en bipedestación y en posición sentada.

de $62,5^\circ \pm 8,5^\circ$, posición sentada de $45,3^\circ \pm 9,3^\circ$ y en sedentación con máxima flexión del tronco de $65,2^\circ \pm 8,3^\circ$. Relaciones significativas pero bajas en la flexión máxima del tronco con las rodillas flexionadas y en el test sit-and-reach.

Muyor, Alacid, et al. (2011a) Los ciclistas máster 40 en bipedestación mostraron un ángulo torácico de $49,4^\circ \pm 9^\circ$. El 68% de los ciclistas tienen hipercifosis torácica en posición de pie.

Muyor, Alacid, et al. (2011c) Los valores angulares de la zona torácica, según la clasificación realizada a los 96 ciclistas a través de los valores registrados en el test pasivo de elevación de la pierna recta (PSLR) son para la postura en bipedestación en ciclistas con $<80^\circ$: $46,9^\circ \pm 7,6^\circ$; entre 80° y 90° : $49^\circ \pm 10,8^\circ$ y con $>90^\circ$: $45,7^\circ \pm 8^\circ$ ($p > 0.05$). No hubo diferencias significativas entre los grupos en posición de pie.

En la postura de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas, con $<80^\circ$: $64,7^\circ \pm 7,2^\circ$; entre 80° y 90° : $61,9^\circ \pm 10,4^\circ$ y con $>90^\circ$: $53^\circ \pm 12,3^\circ$ ($p \leq 0.001$). Diferencias significativas entre los grupos en la prueba sit-and-reach.

Muyor, Alacid, López-Miñarro, et al. (2012)	El ángulo torácico en bipedestación en los ciclistas menores de 30 años fue de ~ 47°; en los ciclistas de entre 31 y 40 años: ~ 48° y en los ciclistas mayores de 41 años: ~ 51°	Aunque no existen diferencias significativas, existe una tendencia entre mayor cifosis torácica y mayor edad.
Muyor, López-Miñarro, & Alacid (2012)	Los ciclistas elite mostraron unos valores angulares en la zona torácica en bipedestación de $48^{\circ} \pm 7,2^{\circ}$ y los máster 30 de $47,8^{\circ} \pm 9,3^{\circ}$.	Cifosis torácica elevada en bipedestación en ambas categorías, aunque sin diferencias significativas.
Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al. (2012)	<p>Los valores angulares de la zona torácica en bipedestación fue para los ciclistas máster 30 de $46,9^{\circ} \pm 8,7^{\circ}$ y para los ciclistas máster 40 de $49,3^{\circ} \pm 10^{\circ}$.</p> <p>En la postura de sedentación relajada fue para los ciclistas máster 30 de $42,8^{\circ} \pm 8,7^{\circ}$ y para los ciclistas máster 40 de $48^{\circ} \pm 9^{\circ}$.</p>	<p>No hay diferencias entre ambos grupos en posición de pie.</p> <p>La cifosis torácica fue menor en los ciclistas máster 30 en la posición sentado desplomado.</p>

En la postura de máxima flexión del tronco en sedentación con rodillas extendidas fue para los máster 30 ciclistas de $62,1^\circ \pm 10,1^\circ$ y para los ciclistas máster 40 de $62,9^\circ \pm 10,6^\circ$.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011a)

Los valores angulares de la zona torácica en bipedestación fue para los ciclistas de $49,8^\circ \pm 8,1^\circ$ y para los no ciclistas $42,7^\circ \pm 8^\circ$. En la postura decúbito prono fue para los ciclistas $34,7^\circ \pm 8,3^\circ$ y para los no ciclistas $31^\circ \pm 7,2^\circ$.

En la posición de pie, los ciclistas tienen ángulos significativamente más altos que el grupo de control.

Muyor, López-Miñarro, et al. (2011c)

Los valores angulares en la zona torácica en bipedestación fue para los ciclistas elite de $48,2^\circ \pm 8,1^\circ$ y para los ciclistas máster 30 de $47^\circ \pm 9,2^\circ$.

Sin diferencias significativas.

Alta frecuencia de hipercifosis torácica en bipedestación en ambas categorías.

3.4. Discusión

Este estudio tuvo como objetivo realizar una revisión sistemática de la literatura científica para conocer el efecto de la práctica del ciclismo sobre la inclinación pélvica y las curvaturas sagitales de la columna vertebral, tanto sobre la bicicleta como fuera de esta.

Mediante esta revisión se ha observado que una de las variables que más influye en la morfología de la columna y, por tanto, en la postura de la columna adoptada en la bicicleta es el tipo de manillar y la posición del mismo. Una posición más baja del manillar favorece a una significativa mayor inclinación pélvica y a una mayor cifosis lumbar (flexión lumbar). Sin embargo, no existen tales diferencias en la cifosis torácica. Asimismo, existe una tendencia a que los ciclistas de mayor edad presenten menor inclinación pélvica y cifosis lumbar tanto sobre la bicicleta como en bipedestación. Posiblemente, podría deberse a un mayor grosor en la fascia de la musculatura de la columna lumbar, pudiendo contribuir a una restricción en el rango de movimiento de las vértebras lumbares (J. Wilke et al., 2019). Sin embargo, concretamente, en bipedestación, la cifosis torácica aumenta con la edad y con la experiencia (años de entrenamiento en bicicleta). Estas alteraciones en la morfología espinal podrían estar relacionadas con cambios fisiológicos progresivos que conducen al deterioro de la estructura y función del sistema musculoesquelético (Doherty, 2003).

Por otro lado, los ciclistas sin dolor lumbar presentan una significativa mayor inclinación pélvica, mientras que aquellos con dolor lumbar muestran una flexión lumbar y torácica significativamente mayor en la bicicleta. Asimismo, se ha observado una mayor inclinación pélvica cuando aumenta la duración y la carga de trabajo en ciclismo.

3.4.1. Problemas metodológicos

Una preocupación acerca de los hallazgos de esta revisión fue la falta de unificación de los procesos metodológicos de recopilación de datos. Estos procesos incluyen el método de recolección de datos (estático o dinámico), los diferentes instrumentos de evaluación (Spinal Mouse[®], Mocap, inclinómetros, goniómetros, etc.), el número de participantes (3-128), edades de la población (18-57), la experiencia de entrenamiento de resistencia del participante en ciclismo (no ciclistas, ciclistas recreativos, experimentados o profesionales), la intensidad del ejercicio durante la evaluación, la ubicación y/o

ubicación de las áreas evaluadas (pelvis, columna lumbar y torácica), número de días de evaluación y el género de la muestra.

Además, muchos estudios se desarrollaron con diferentes procedimientos metodológicos, lo que dificulta la obtención de resultados comparables. Para futuros estudios centrados en la morfología sagital del raquis en ciclismo, sería de gran interés informar sobre la potencia o la intensidad del esfuerzo utilizado en las evaluaciones como el estudio desarrollado por Holliday et al. (2019). Esto permitiría establecer diferentes perfiles morfológicos del raquis según el esfuerzo realizado por el ciclista.

3.4.2. Morfología espinal

3.4.2.1. Inclinación pélvica

La pelvis es la base de la columna y su grado de inclinación afecta las curvas sagitales de la columna vertebral (Garbin Savarese et al., 2020). Varios autores observaron que los sujetos con mayor inclinación pélvica en bipedestación tienen una mayor lordosis lumbar en esta postura y, en cambio, aquellos sujetos con la pelvis más en retroversión presentan menor lordosis lumbar (Barrey et al., 2007; Schwab et al., 2006). Estos autores justificaron sus hallazgos, dado el papel crucial que juega la pelvis en el equilibrio postural, al modificar su inclinación para reajustar el centro de gravedad. Otros autores afirmaron que una inclinación de la pelvis más pronunciada se correlaciona con una mayor extensibilidad de la musculatura isquiosural (Holliday & Swart, 2021a). Los resultados de los estudios revisados parecen coincidir en que el grado de extensibilidad isquiosural influye en la posición de la pelvis en las posturas de máxima flexión con las rodillas extendidas, pero no en la postura de pie o en bicicleta.

En cuanto a la posición de la pelvis sobre la bicicleta, los ciclistas mostraron una inclinación pélvica más significativa cuanto más baja era la posición sobre el manillar. Esta modificación se debe a la necesidad de llegar al manillar de la bicicleta (Holliday & Swart, 2021b). En este sentido, los ciclistas de categoría élite mostraron valores de inclinación pélvica significativamente más altos en la bicicleta y los tres agarres del manillar en comparación con los no ciclistas (McEvoy et al., 2007). Estos resultados se explican porque el manillar de los ciclistas élite suele ser más bajo para permitir una posición más aerodinámica (Skovereng et al., 2020).

3.4.2.2. Morfología lumbar

En cuanto a la posición lumbar, en todos los estudios revisados, se ha observado que la columna lumbar está en inversión sobre la bicicleta. Es decir, ha modificado su lordosis de la postura en bipedestación a una cifosis lumbar (flexión lumbar) sobre la bicicleta. Específicamente, la flexión lumbar aumentó a medida que el agarre en el manillar era más distal y bajo con respecto a la altura del sillín. Sobre la bicicleta, la columna lumbar se flexiona para apoyar las manos en los manillares que, normalmente, son más bajos que la altura del sillín en búsqueda de una mejor postura aerodinámica (Skovereng et al., 2020). Por este motivo, la posición del ciclista en la bicicleta ha sido definida como antinatural (Skovereng et al., 2020).

En este sentido, un estudio longitudinal en remeros, donde la postura de la columna se encuentra en una posición no natural, se observó que con una experiencia promedio de doce años en este deporte, se produjeron cambios tanto en la altura de los cuerpos vertebrales como en los discos intervertebrales de la columna lumbar, modificando su morfología espinal (Ogurkowska, 2007). En esta línea, estudios previos han reportado que mantener la columna lumbar en posición invertida, como ocurre en la bicicleta, durante largos períodos de tiempo, puede alterar la distribución de la carga espinal, generando adaptaciones espinales específicas que resultan en una disminución de la lordosis lumbar en bipedestación (Keller et al., 2005), aumentando la presión intradiscal (Polga et al., 2004) que, posiblemente, promueven la degeneración del disco (Keorochana et al., 2011), deforman los tejidos espinales (B. Caldwell & Peters, 2009) y producen un aumento del dolor espinal (Harrison et al., 2005; Marsden & Schweltnus, 2010; Smith et al., 2008).

Algunas de las adaptaciones de la columna lumbar indicadas anteriormente se detectaron en los estudios incluidos en esta revisión. Concretamente, se ha observado que los ciclistas de mayor edad muestran menos lordosis lumbar en bipedestación (Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012). También se ha observado que los ciclistas tienen una capacidad de flexión lumbar significativamente mayor, en las posiciones de máxima flexión del tronco con rodillas extendidas, en comparación con personas que no practican ciclismo (Muyor et al., 2013a; Muyor & Zabala, 2016). Sin embargo, los riesgos para la integridad y la salud de las estructuras vertebrales de los ciclistas son especulativos ya que no se han encontrado estudios longitudinales que afirmen tales lesiones en ciclistas. Sin embargo, se han

encontrado estudios que afirman que el dolor de espalda baja es una de las lesiones más frecuentes en ciclistas (Barrios et al., 2015; Clarsen et al., 2010; Wilber et al., 1995).

3.4.2.3. Morfología torácica

Varios estudios han observado una tendencia creciente en la cifosis torácica, en bipedestación, en deportistas que mantienen acciones técnicas específicas donde predomina la flexión cíclica (dinámica) del tronco (por ejemplo: en lucha, piragüismo, voleibol y esquí) (Alricsson & Werner, 2006; Grabara & Hadzik, 2009; López-Miñarro, Alacid, et al., 2010; López-Miñarro, Muyor, et al., 2010; López-Miñarro & Alacid, 2010; Rajabi et al., 2008). Concretamente, en ciclismo, se ha observado una tendencia hacia una mayor cifosis torácica en los ciclistas que acumulan más años de entrenamiento intenso (Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2012) y cuando la intensidad en el ciclismo es incrementada (Holliday et al., 2019).

El aumento significativo de la cifosis torácica, en bipedestación, observada en los ciclistas de categoría élite en comparación con sujetos no deportistas, se ha justificado por la falta de una actitud postural inadecuada que lleva a estos deportistas a mantener los hombros adelantados y, por tanto, a una mayor flexión intervertebral torácica (Muyor, Alacid, et al., 2011c). Por otro lado, varios autores encontraron un aumento en la prevalencia de hipercifosis torácica en las categorías de ciclismo de mayor edad. En este sentido, cuando los ciclistas tienen los mismos años de experiencia y volumen de entrenamiento, parece que el envejecimiento es una variable influyente en los valores de cifosis torácica (Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, Alacid, López-Miñarro, & Casimiro, 2012; Muyor, López-Miñarro, Casimiro, et al., 2012).

Por otro lado, la columna torácica ha sido categorizada como neutra (dentro de los valores de normalidad) cuando los valores angulares están entre 20° y 45° (Mejia et al., 1996). En este sentido, la mayoría de los estudios incluidos informaron valores angulares medios dentro de este rango para la columna torácica en la bicicleta. Por lo tanto, no se pudo determinar, de manera concluyente, que el ciclismo aumente la cifosis torácica en los ciclistas. Por otro lado, se ha observado que estos deportistas presentan una mayor cifosis torácica que los que no practican ciclismo. En este sentido, son necesarios más estudios para conocer qué variables podrían ser las responsables de este aumento de la cifosis torácica en los ciclistas.

3.4.3. Limitaciones del estudio y futuras investigaciones

Una de las limitaciones de esta revisión ha sido el no haber encontrado estudios longitudinales para determinar el efecto, a largo plazo, del ciclismo sobre la morfología espinal.

Aunque no es una limitación de esta revisión, pero sí de la metodología desarrollada por la mayoría de los estudios analizados, fue que el ciclista tuvo que dejar de pedalear durante la evaluación de la morfología de la columna vertebral e inclinación pélvica. Por lo tanto, las evaluaciones se realizaron de forma estática ya que las vibraciones y los movimientos podrían afectar los valores registrados. Por ello, serían necesarios futuros estudios que evaluaran, de manera dinámica, la postura de la columna vertebral mientras que los ciclistas están pedaleando.

Finalmente, otra limitación fue que los estudios analizados no evaluaron el efecto de la fatiga o de la intensidad de esfuerzo realizado sobre la morfología de la columna vertebral. Solo se encontró un estudio que evaluó la curvatura lumbar tras un periodo de 60 minutos en ciclismo. Tanto la fatiga como la intensidad de esfuerzo podrían provocar cambios en la morfología de la columna vertebral que, ayudarían a explicar la actitud postural adoptada por el ciclista fuera de la bicicleta o, incluso, a crear programas de entrenamiento específicos para mejorar el rendimiento deportivo de estos ciclistas.

3.5. Conclusiones

Se podría decir que la práctica del ciclismo produce adaptaciones en la morfología de la columna vertebral del ciclista respecto a los no ciclistas. Los ciclistas presentan un aumento de la inclinación pélvica y una mayor capacidad de flexión lumbar en posiciones de flexión del tronco, así como una mayor cifosis torácica en bipedestación. Aunque dicha cifosis torácica es reducida cuando los ciclistas se sitúan sobre la bicicleta, con las manos apoyadas en el manillar. Por otro lado, el grado de extensibilidad de la musculatura isquiosural no influye sobre la morfología de la columna vertebral y la inclinación pélvica adoptada sobre la bicicleta. En este sentido, son necesarios más estudios para explicar las variables que producen estas adaptaciones de la columna vertebral y su posible relación con la alta prevalencia de dolor de espalda en los ciclistas.

3.6. Implicaciones de la ergonomía

Como se observa en el presente estudio de revisión, la postura predominante del ciclista es en flexión del tronco para alcanzar el correspondiente agarre del manillar de la bicicleta. Dicha flexión del tronco es mayor cuanto más aerodinámica es la postura. Además, debido al alto volumen de entrenamiento en bicicleta, la morfología de la columna vertebral del ciclista se ve alterada y, en algunos casos, produce dolor (Marsden & Schwellnus, 2010; Zamiri et al., 2017). Por todo ello, se recomienda adaptar los ajustes de la bicicleta a las características individuales de cada ciclista. Además, paralelamente al entrenamiento en bicicleta, los ciclistas necesitarían programas de concienciación postural y de fortalecimiento abdominal y lumbar para prevenir posibles lesiones de columna. En este sentido, biomecánicos, entrenadores, fisioterapeutas y médicos deberían tener en cuenta dichas consideraciones para mejorar la salud raquídea en los ciclistas.

Capítulo 4.

Estudio 2. Evaluación de la morfología dinámica de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición. Comparación entre la postura en bipedestación y su adaptación dinámica sobre la bicicleta

4.1. Introducción

En el plano sagital, la columna vertebral está compuesta por varias curvaturas fisiológicas las cuales mantienen una postura neutra. Esta postura neutra o "ideal" se produce cuando se minimizan las tensiones y las cargas sobre los elementos pasivos que componen dicha columna. En este sentido, es necesario activar un conjunto complejo de interacciones entre las funciones biomecánicas y neuromusculares responsables del equilibrio y la estabilidad del cuerpo, incluido un competente control estático y dinámico (Barczyk-Pawelec & Sipko, 2017).

Cuando la cifosis torácica y la lordosis lumbar están dentro de un rango de valores angulares considerados como normales, existe un riesgo menor de padecer dolor de espalda (Smith et al., 2008). Sin embargo, las modificaciones de las curvaturas sagitales del raquis se han asociado con trastornos de la columna vertebral (Bernhardt & Bridwell, 1989). Por ejemplo, el aumento de la cifosis torácica, la inversión lumbar o la inclinación del tronco producen un aumento de la presión intradiscal (H. J. Wilke et al., 1999), tensión en los elementos pasivos del raquis (Choi & Kim, 2012) y distensión en las estructuras viscoelásticas lumbares (Solomonow, Baratta, et al., 2003). Además, el mantenimiento de posturas estáticas del tronco se asocia con una mayor prevalencia de dolor en la región lumbar, comúnmente conocido como dolor de espalda baja (Wong et al., 2009).

En este sentido, el ciclismo se caracteriza por una postura en sedentación sostenida en la bicicleta, donde el ciclista está en contacto con tres componentes de la bicicleta: el sillín, el manillar y los pedales (de Vey Mestdagh, 1998). Estos componentes ajustados para cada ciclista, de forma individual, pueden aumentar el pico de potencia de la pedalada y mejorar el rendimiento deportivo (Holliday & Swart, 2021a). Además, debido a que la resistencia aerodinámica es una variable crucial que afecta al rendimiento del ciclismo (Debraux et al., 2011), el diseño y la geometría de las bicicletas, así como sus componentes, deben ajustarse para que el ciclista esté posicionado con el ángulo de mayor inclinación del tronco posible, dentro de unos rangos de eficiencia, para minimizar la resistencia aerodinámica en la bicicleta (Bressel & Larson, 2003). Por ello, debido a la postura caracterizada por el ciclista, se considera que la parte superior del cuerpo está en una posición antinatural (Marsden & Schwellnus, 2010). Esta postura flexionada prolongada podría ser un factor crítico en los ciclistas para desarrollar dolor lumbar (Marsden & Schwellnus, 2010). De hecho, más del 50% de los ciclistas informan haber

experimentado dolor de espalda baja lumbar en su etapa deportiva (Clarsen et al., 2010; Salai et al., 1999) (Clarsen et al., 2010; Salai et al., 1999).

Por todo ello, varios estudios han evaluado la postura de los ciclistas sobre la bicicleta (Bini et al., 2014; Bressel & Larson, 2003; Burnett et al., 2004; Diefenthaler et al., 2008; Fanucci et al., 2002; Griskevicius et al., 2014; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a, 2013b; Muyor & Zabala, 2016; Sauer et al., 2007; Sayers & Tweddle, 2012; Usabiaga et al., 1997). Muchos de estos estudios han utilizado técnicas de evaluación estáticas, como las radiografías (Fanucci et al., 2002; Usabiaga et al., 1997) o el sistema Spinal Mouse® (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a, 2013b; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016). Otros estudios han evaluado la morfología dinámica de la columna vertebral durante varios segundos mientras el ciclista está pedaleando (Bini et al., 2014, 2016; Brand et al., 2019; Burnett et al., 2004; Diefenthaler et al., 2008; Sauer et al., 2007; Sayers & Tweddle, 2012). Sin embargo, la mayoría de estos estudios mostró valores promedios de columna vertebral, en una postura específica o mediciones de ciclismo basadas en posturas estáticas, sin proporcionar información sobre ángulos articulares potencialmente óptimos basados en una evaluación dinámica (Bini & Hume, 2016). Muchos de estos estudios han reportado que el ciclista modifica la lordosis lumbar, mantenida en bipedestación, a cifosis lumbar (flexión lumbar) cuando está sobre la bicicleta (Muyor, 2015; Muyor et al., 2013a; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011c; Usabiaga et al., 1997), además de mantener una menor cifosis torácica y mayor inclinación pélvica anterior cuando está sobre la bicicleta, en comparación con la postura en bipedestación (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011a). Sin embargo, ninguno de los estudios evaluó la morfología espinal dinámica en relación con la posición del pedal durante todo el ciclo de pedalada.

Además de la postura adoptada por el ciclista sobre la bicicleta, otra característica del ciclismo es la necesidad de mantener el equilibrio y generar potencia en el pedal para desplazar la bicicleta (Abt et al., 2007), donde el ángulo del tronco influye en el reclutamiento muscular y la dinámica intermuscular de las extremidades inferiores (Savelberg et al., 2003). En este sentido, la estabilidad de la musculatura del tronco es crucial para transferir eficientemente la potencia de la parte inferior del cuerpo a la superior y viceversa para, así, mantener la posición corporal adecuada durante períodos más prolongados (Asplund & Ross, 2010).

En la línea anterior, Usabiaga et al. (1997) informaron que, en ciclistas profesionales, la musculatura abdominal y paravertebral parecía relajada en la posición de pedaleo a baja intensidad. No obstante, este estudio se basó en la evaluación de solo tres ciclistas de competición. Además, Juker et al. (1998) informaron que, en ciclismo, la pared abdominal se activaba a niveles relativamente bajos pero continuos y el erector espinal se activaba a menos del 5% de la contracción máxima voluntaria. Sin embargo, estos autores evaluaron la actividad muscular abdominal y lumbar en un cicloergómetro Monark, donde esta actividad muscular y la postura en la bicicleta podrían ser diferentes a la adoptada, específicamente, en la bicicleta de carretera.

Por otro lado, Burnett et al. (2004) encontraron que los ciclistas con dolor lumbar mostraban un mayor grado de activación del músculo multífido lumbar tanto al comienzo como al final del test en comparación con los ciclistas que no informaban tener dolor. Recientemente, Brand et al. (2019) encontraron niveles de activación de los músculos multífido y longissimus dorsi alrededor del 5% de la contracción voluntaria máxima. Sin embargo, estos autores no evaluaron los músculos abdominales u otros músculos de la espalda que pudieran estar involucrados en la postura adoptada por los ciclistas.

Debido a que la mayoría de los estudios que han evaluado la postura del ciclista, han utilizado técnicas estáticas, a pesar de ser un deporte dinámico (cíclico), los principales objetivos del estudio fueron: 1) evaluar y comparar la morfología de la columna torácica y lumbar, y la inclinación del sacro en el plano sagital al estar de pie versus pedalear en la bicicleta de carretera (cambio intraciclo); 2) evaluar y comparar la actividad muscular del trapecio (fibras superiores y medias), infraespinoso, latissimus dorsi, erector de la columna, recto anterior del abdomen, oblicuo externo y pectoral mayor en la postura de bipedestación y pedaleando en la bicicleta de carretera; y 3) correlacionar la morfología de la columna vertebral e inclinación del sacro, y la actividad muscular entre la postura en bipedestación y al pedalear sobre la bicicleta de carretera.

4.2. Material y método

4.2.1. Participantes

Participaron voluntariamente en este estudio un total de doce ciclistas de competición y sanos (edad: $39,91 \pm 11,48$ años; IMC: $23,85 \pm 3,20$; experiencia de entrenamiento: 9,16

$\pm 8,52$ años; y, distancia total por año: 11075 ± 4458 km) sin dolor actual mientras rodaban en bicicleta.

Los criterios de inclusión para los participantes fueron: 1) entrenamiento diario en bicicleta de entre dos y cuatro horas, 2) de tres a cinco días de entrenamiento por semana y 3) al menos tres años de experiencia en entrenamiento. Los criterios de exclusión fueron 1) antecedentes de dolor espinal en los seis meses anteriores al estudio, 2) antecedentes de cirugía espinal, 3) un trastorno espinal diagnosticado médicamente o evidencia de cualquier tipo de limitación durante el estudio actual. A todos los participantes se les indicó que evitaran la práctica de ejercicio físico 24 horas antes del estudio. Un comité institucional aprobó el estudio bajo los principios éticos de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo el consentimiento firmado por escrito de cada participante antes de participar en el estudio.

4.2.2. Procedimiento

4.2.2.1. Configuración y recopilación de los datos de EMG

Previo a la realización de las pruebas, se preparó la piel de los participantes para la colocación de los electrodos para el registro de las señales electromiográficas, con el fin de excluir cualquier influencia de ruido eléctrico. Para ello, se afeitó el vello de las áreas del cuerpo donde se colocarían los electrodos, se limpió con alcohol al 96% y algodón, y luego se raspó ligeramente con papel de lija fino en las áreas del cuerpo donde se colocarían los electrodos. A continuación, se colocaron electrodos bipolares adhesivos Ag / AgCl (Medico Lead-Lok, Noida, India) paralelos a las fibras musculares a intervalos de 2 cm con el electrodo de referencia lejos del par de electrodos, siguiendo las especificaciones del fabricante.

Los electrodos se colocaron en el lado derecho del tronco (lado dominante de los miembros superiores e inferiores del participante), tomando la columna vertebral como parte media, y siguiendo las recomendaciones de la Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (Hermens et al., 2000) (Figura 36A Y 35B). En la Tabla 10 se muestra una descripción detallada de la colocación de los electrodos.

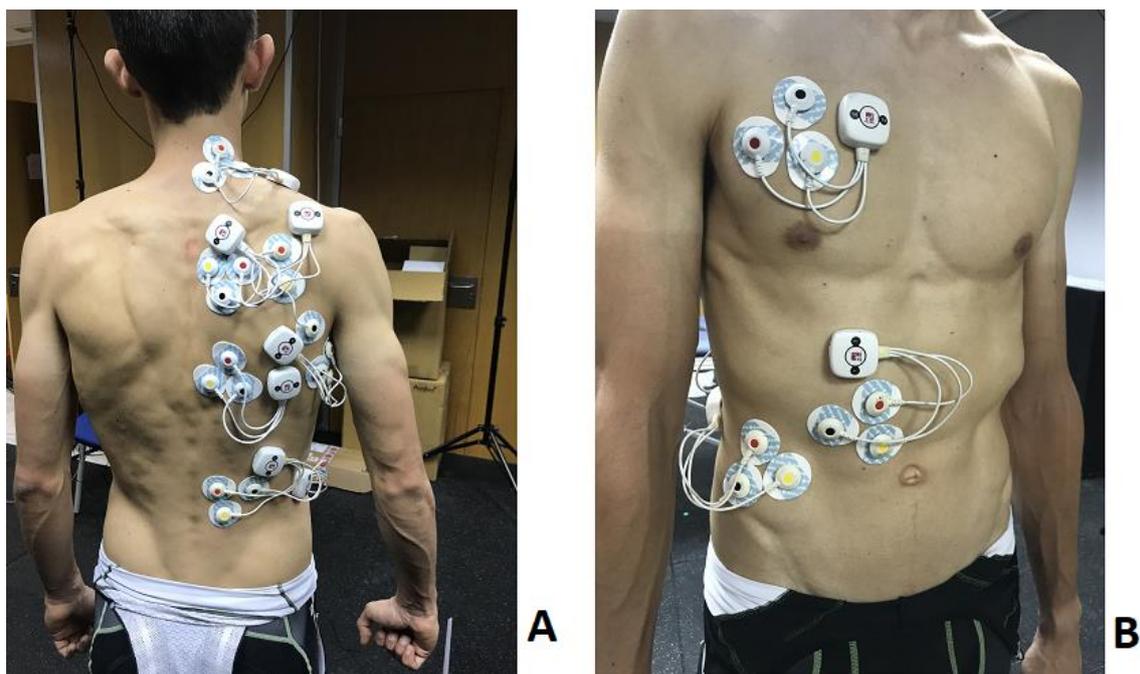


Figura 36A y 36B. Colocación de los electrodos para la recogida de EMG.

Tabla 10. Descripción de la colocación de electrodos de superficie y MVIC.

Músculo	Colocación de los electrodos	Maniobra MVIC
Trapezio fibras superiores	En el 50% de la línea desde el acromion hasta la columna, en la vértebra C7 (Stegeman & Hermens, 2007).	En posición de bipedestación, los ciclistas realizaron elevación escapular y abducción, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Trapezio fibras medias	Al 50% entre el borde medial de la escápula y la columna, a nivel de la vértebra T3 (Stegeman & Hermens, 2007).	En posición de bipedestación, con hombros y codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas realizaron una aducción escapular, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Infraespinoso	Al 50% de la espina de la escápula, sobre la fosa infraescapular y, lateralmente, al 50% de la línea desde la vértebra T6 hasta el tubérculo	Con el hombro en rotación externa y en abducción a 90° y el codo flexionado a 90°. Los ciclistas realizaron una contracción

	mayor de la cabeza del húmero (Stegeman & Hermens, 2007).	isométrica hacia la rotación externa del hombro.
Dorsal ancho	A 4 cm por debajo de la punta inferior de la escápula, la mitad de la distancia entre la columna y el borde lateral del torso, con un ángulo oblicuo de ~25° (Park & Yoo, 2013).	En posición de bipedestación, con los hombros y los codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas realizaron la aducción escapular-humeral, llevando el húmero hacia el tronco, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Erector espinal	A 2 cm lateralmente de la vértebra L3 (Gottschall et al., 2013).	Los ciclistas fueron sujetos boca abajo en un banco sin apoyo. La resistencia manual se aplicó mediante presión hacia abajo a nivel de las vértebras torácicas medias, ya que los ciclistas mantuvieron una posición constante con el tronco paralelo al suelo (J. S. Caldwell et al., 2003).
Recto anterior del abdomen	A 3 cm lateralmente a la línea media y a medio distancia entre la apófisis xifoides y el ombligo (Workman et al., 2008).	En decúbito supino sobre una esterilla, se pidió a los ciclistas que realizaran un ejercicio de flexión del tronco (<i>crunch</i> o encogimiento abdominal) contra una resistencia manual realizada en sentido contrario (Vera-Garcia et al., 2000).
Oblicuo externo	Por encima de la espina ilíaca anterosuperior, formando un ángulo oblicuo al nivel del ombligo (Workman et al., 2008).	Los ciclistas estaban en decúbito supino sobre una esterilla, con los pies apoyados en el suelo. El tronco se flexionó al máximo y se rotó hacia la izquierda, con resistencia manual en los hombros, aplicada en la dirección de la extensión del

tronco y la rotación contraria al movimiento (Vera-Garcia et al., 2000).

Pectoral mayor	En la línea medio clavicular sobre el quinto espacio intercostal (Glass & Armstrong, 1997).	En posición de bipedestación, con los hombros y los codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas debían acercar los codos hacia la línea media del cuerpo (simulando el ejercicio <i>pec-deck</i>) contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
----------------	---	--

Después de colocar los electrodos, se registró la MVIC de cada músculo para normalizar los valores de EMG registrados y para comparar el %MVIC entre la posición de bipedestación versus la postura adoptada sobre la bicicleta, pedaleando a 90 vatios. Se registraron dos series de ensayos aleatorios de MVIC, de 3 segundos para cada músculo, con un intervalo de descanso de, aproximadamente, 10 segundos entre cada contracción y un intervalo de 2 minutos entre la medición de MVIC de cada músculo (Youdas et al., 2008). El registro de EMG fue procesado, eliminando posibles picos de artefactos, y la raíz cuadrada media se suavizó, utilizando una ventana promedio de 50 ms. La MVIC se determinó como el valor EMG pico (en una ventana de 500 ms) registrado durante la MVIC. La maniobra de MVIC, para cada músculo, se muestra en la Tabla 10.

Las señales de EMG para cada músculo se registraron utilizando un dispositivo WBA Mega (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia) y se muestrearon a 1000 Hz. La señal analógica se convirtió en digital, usando un convertidor A/D (National Instruments, Nueva Gales del Sur, Australia) y se filtró por ancho de banda (12-450 Hz), usando un filtro Butterworth de cuarto orden, con el programa de software LabView (National Instruments, Austin, TX, EE. UU.). Posteriormente, las señales EMG sin procesar se convirtieron en señales Root Mean Square (RMS) en microvoltios (μV), con el programa de software MEGAWIN (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia) para su posterior análisis.

4.2.2.2. Captura del movimiento

La morfología espinal (curvaturas torácica y lumbar) y la inclinación del sacro, en el plano sagital, y la flexión lateral de las curvaturas torácica y lumbar en el plano frontal, se evaluaron mediante un sistema de 16 cámaras infrarrojas (Flex 3, Optritrack, Natural Point, OR, EE. UU.). Este sistema de cámaras fue calibrado según la especificación del fabricante, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Seis marcadores esféricos reflectantes (B&L Engineering, Tustin, CA, EE. UU.) fueron adheridos, como puntos de referencia anatómicos específicos en los participantes, en bipedestación, siguiendo el procedimiento explicado por Muyor et al. (2017). Se colocaron dos marcadores adicionales en cada pedal de la bicicleta para identificar cada ciclo de pedalada (Brand et al., 2019) que sería necesario para el posterior análisis de la morfología de la columna y la inclinación del sacro sobre la bicicleta. Todos los datos se promediaron en intervalos de 30 segundos, tanto en la postura de bipedestación en el suelo (para evaluar la postura de pie), como en 30 segundos durante los diferentes ciclos de pedalada a 90 vatios de resistencia, realizados por el pedal de la pierna dominante (para evaluar la postura adoptada sobre la bicicleta de carretera).

No se rellenaron o filtraron los huecos en los registros capturados, antes de que se exportaran a un archivo ASCII para su análisis. Dicho archivo ASCII se cargó en el software Matlab[®] (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EE. UU.) para calcular los ángulos torácicos, lumbares y de inclinación del sacro, siguiendo la ecuaciones propuestas y validadas por Muyor et al. (2017).

4.2.2.3. De pie

Las evaluaciones de la postura en bipedestación se realizaron con los ciclistas vestidos con culote y descalzos, asumiendo una posición recta mientras estaban de pie sobre el suelo con los ojos y oídos alineados con la horizontal, los brazos relajados a los lados del cuerpo, las rodillas cerca de la extensión completa individual y los pies separados a la altura de los hombros. Se requirió que los ciclistas permanecieran en esta posición durante 30 segundos para capturar la morfología de la columna vertebral y la inclinación del sacro.

4.2.2.4. Sobre la bicicleta

Los ciclistas llevaban sus propios culotes y zapatillas de ciclismo. También, en las evaluaciones, se utilizaron sus propias bicicletas. Los participantes se sentaron y pedalearon durante cinco minutos a una cadencia de 90 revoluciones por minuto (controlado por un medidor de cadencia) en un entrenador de ciclismo (CycleOps PowerBeam ProTrainer ANT + TM, EE. UU.). Esta cadencia ha sido reportada previamente en la mayoría de los estudios de laboratorio como la más económica, desde un punto de vista energético y de eficiencia (Lucía et al., 2001; Muyor, 2015). La resistencia del ciclo de pedalada se programó en 90 vatios, al considerarse “muy ligera” para evitar la posible influencia de intensidades más altas en la morfología de la columna vertebral e inclinación del sacro. Los ciclistas debían pedalear durante cinco minutos, de los cuales se capturaron los primeros 30 segundos del minuto cuatro (de 00:04:00 a 00:04:30) para evaluar la morfología de la columna vertebral e inclinación del sacro.

4.2.2.5. Análisis estadístico

En primer lugar, se analizaron las hipótesis de normalidad y homogeneidad de varianza mediante el test Shapiro-Wilk, observándose que todos los datos presentaban una distribución normal ($p > 0,05$). Para los análisis estadísticos, se calcularon las medias y las desviaciones estándar de todas las variables. Los valores angulares de la columna torácica y lumbar, e inclinación del sacro, así como la actividad electromiográfica de cada músculo (fibras altas del trapecio, fibras medias del trapecio, infraespinoso, dorsal ancho, erector de la columna, recto anterior del abdomen, oblicuo externo y pectoral mayor) se compararon por separado tanto en la postura de bipedestación, como pedaleando sobre la bicicleta de carretera. Se utilizó un *t*-test de muestras relacionadas de ambas posturas (en bipedestación y pedaleando sobre la bicicleta), en cada curvatura espinal y músculo, según fuera apropiado para la medida repetida. Las correlaciones entre las dos variables (morfología espinal y actividad muscular) se determinaron mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Se utilizaron los siguientes valores para interpretar las correlaciones: sin correlación (de 0,00 a 0,09); pequeña correlación (de 0,1 a 0,3); correlación moderada (de 0,4 a 0,6); fuerte correlación (de 0,7 a 1).

El tamaño del efecto se calculó a través de la *d* de Cohen, mediante la fórmula de desviación estándar combinada (J. Cohen, 1988). Un tamaño del efecto $d > 0,8$ se

consideró grande, mientras que $d \approx 0,5$ se consideró moderado, y $d < 0,2$ se consideró pequeño (J. Cohen, 1988). La potencia estadística y los tamaños del efecto se calcularon utilizando el software G * Power 3,1 para Mac OS X (Faul et al., 2007). La potencia estadística fue $> 0,9$ para todas las variables analizadas, con el tamaño de muestra utilizado en el presente estudio. Los análisis estadísticos se llevaron a cabo utilizando el software IBM SPSS (v.27) y se utilizó un nivel alfa de 0,05 para todas las pruebas estadísticas.

4.3. Resultados

Los ángulos promedio de la curvatura torácica en bipedestación y sobre la bicicleta de carretera durante el ciclo de pedalada se muestran en la Figura 37. La postura de bipedestación presentó valores más altos de la columna torácica (media = $37,71^\circ \pm 9,43^\circ$) que sobre la bicicleta ($35,82^\circ \pm 9,91^\circ$), aunque sin diferencias estadísticamente significativas y con un tamaño de efecto pequeño ($p = 0,51$; $d = 0,20$). Se observó un movimiento dinámico de mayor y menor flexión torácica ($\approx 1,1^\circ$) durante el ciclo de pedaleo. Los valores máximos de la flexión torácica se alcanzaron en los 110° y los 310° del ciclo de pedalada; y los valores mínimos se alcanzaron en los 45° y los 210° del ciclo de pedalada (Figura 37).

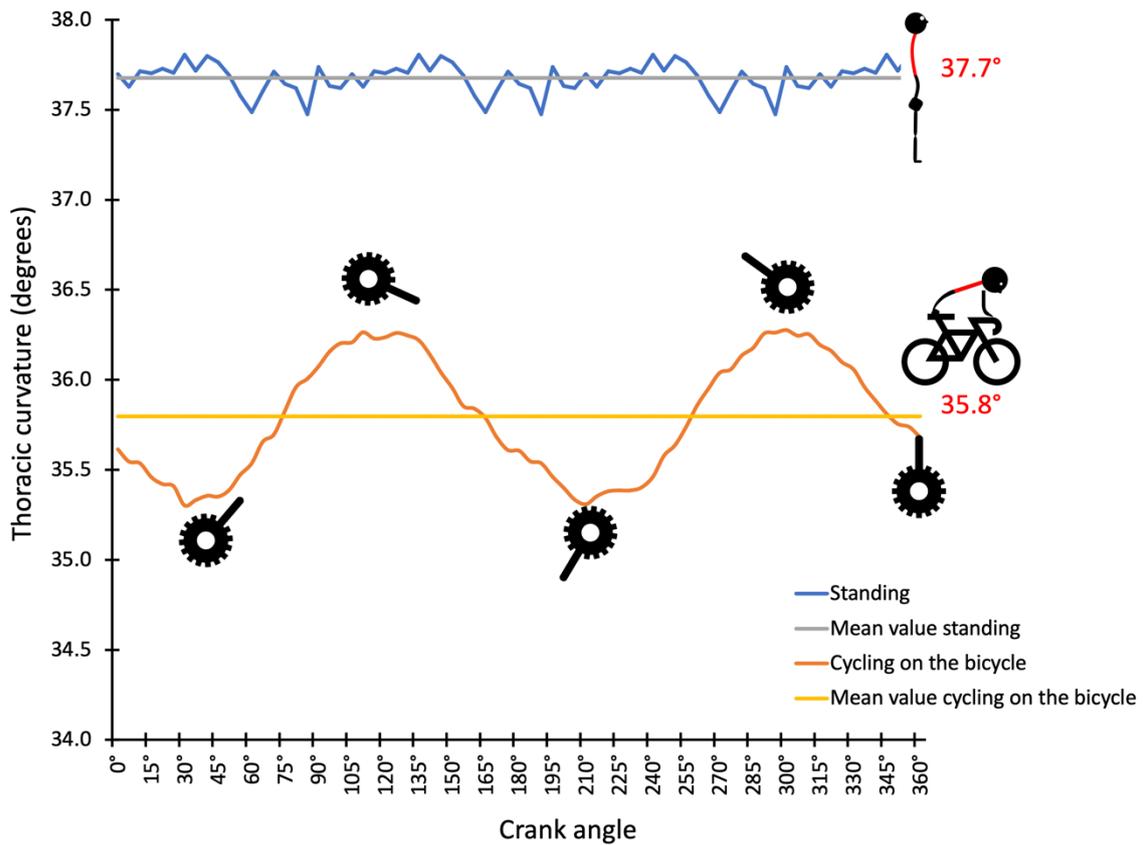


Figura 37. Los ángulos promedio de la curvatura torácica en bipedestación y sobre la bicicleta de carretera durante el ciclo de pedalada.

En bipedestación, la curvatura lumbar se encontraba en lordosis (valores negativos; media = $-26,82^\circ \pm 6,36^\circ$). Sin embargo, al pedalear en la bicicleta, la columna lumbar se dispuso en flexión (valores positivos; media = $15,14^\circ \pm 6,14^\circ$). Las diferencias entre los valores angulares lumbar, al comparar ambas posturas, fueron estadísticamente significativos, con un tamaño del efecto grande ($p < 0,001$; $d = 1,92$). Se observó un movimiento dinámico hacia el aumento y disminución de la flexión lumbar ($\approx 1^\circ$) durante el ciclo de pedalada. Los valores máximos de la flexión lumbar se alcanzaron en los 75° y los 270° del ciclo de pedalada; y los valores mínimos se alcanzaron en los 0° y los 150° del ciclo de pedalada (Figura 38).

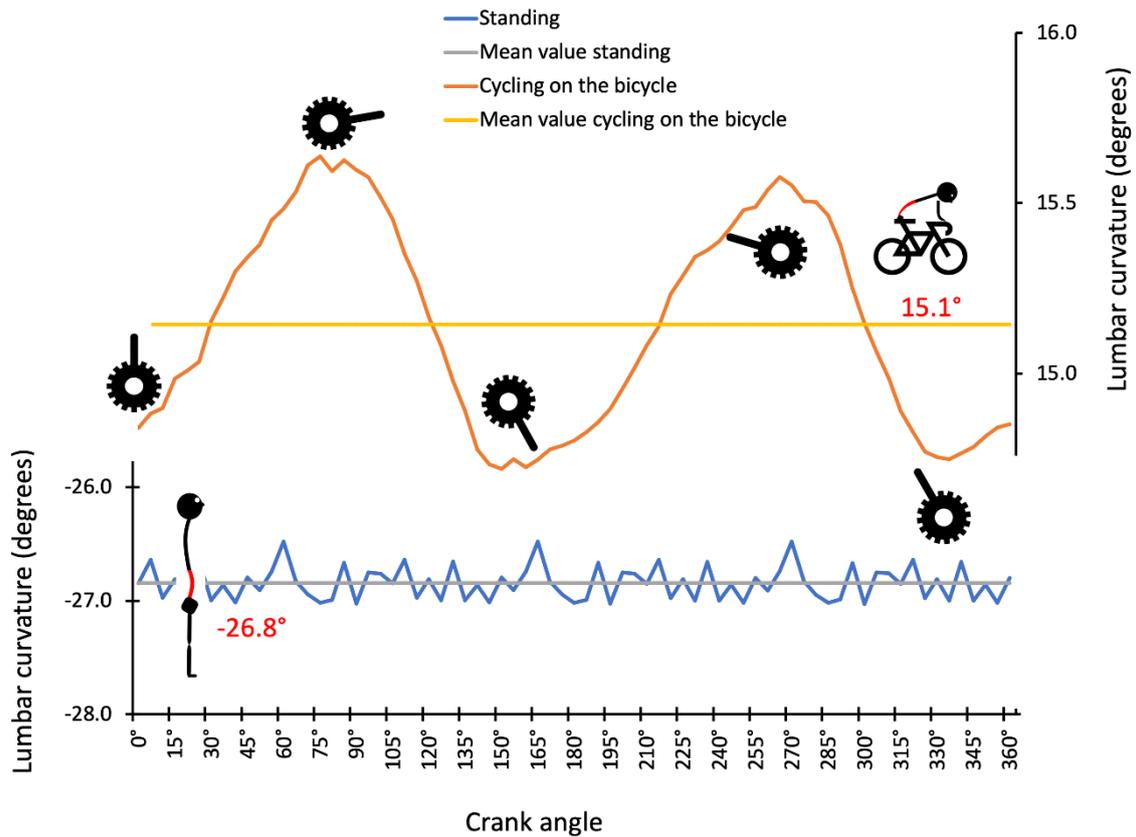


Figura 38. Ángulos promedio de la curvatura lumbar en bipedestación y sobre la bicicleta de carretera mientras pedalean.

En bipedestación se observaron valores de inclinación del sacro significativamente más bajos que pedaleando sobre la bicicleta ($15,13^\circ \pm 7,88^\circ$ vs. $27,81^\circ \pm 5,47$, respectivamente; $p < 0,001$) con un gran tamaño de efecto ($d = 2,43$). Se observó un movimiento dinámico hacia el aumento y disminución de la inclinación del sacro ($\approx 0,7^\circ$) durante el ciclo de pedalada. Los valores máximos de la inclinación del sacro se alcanzaron en los 30° y los 215° del ciclo de pedalada, y los valores mínimos se alcanzaron en los 100° y los 290° del ciclo de pedalada (Figura 39).

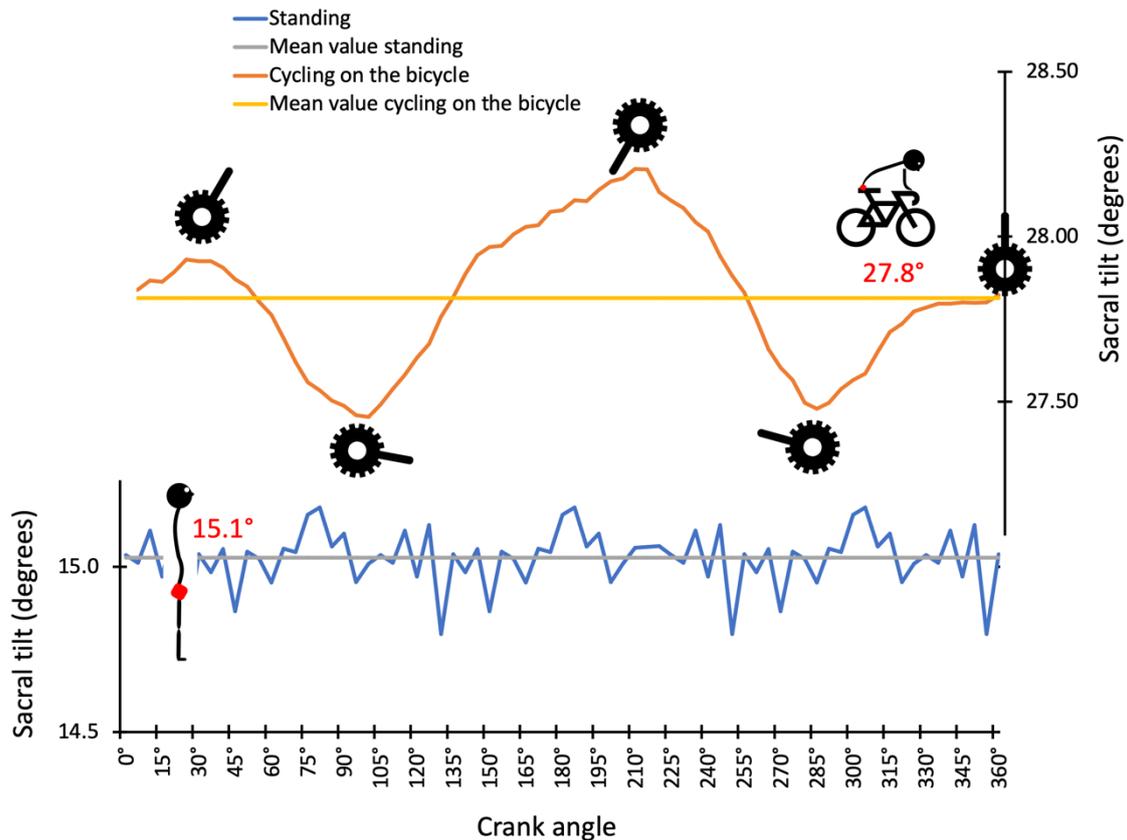


Figura 39. Ángulos medios de la inclinación de la pelvis en bipedestación y sobre la bicicleta de carretera mientras pedalean.

La Tabla 11 muestra una comparación de la actividad muscular, expresada como %MVIC en ambas posturas analizadas (bipedestación vs pedaleando sobre la bicicleta a 90 vatios). Los resultados mostraron una activación significativamente mayor para el infraespinoso ($p = 0,5$, $d = 0,6$), dorsal ancho ($p = 0,01$, $d = 0,8$), oblicuo externo ($p = 0,03$, $d = 0,7$) y el pectoral mayor ($p \leq 0,001$, $d = 1,7$) pedaleando sobre la bicicleta a 90 vatios que en la posición de bipedestación.

Tabla 11. Comparación de la actividad muscular, expresada como % MVIC, en bipedestación vs en bicicleta.

Músculo	Postura	% MVIC	Diferencia % MVIC	<i>p</i>	Tamaño del efecto
Trapecio fibras altas	De pie	1,45 ± 1,39	- 0,14	0,71	0,1
	Ciclismo	1,49 ± 1,21			

Trapecio fibras medias	De pie	1,10 ± 1,57	0,06	0,88	0,1
	Ciclismo	1,04 ± 0,41			
Infraespinoso	De pie	1,35 ± 1,31	- 0,80	0,05	0,6
	Ciclismo	2,15 ± 1,07			
Dorsal ancho	De pie	1,35 ± 0,83	- 0,82	0,01	0,8
	Ciclismo	2,17 ± 1,33			
Erector espinal	De pie	1,52 ± 1,00	- 0,38	0,31	0,3
	Ciclismo	1,91 ± 1,25			
Recto anterior del abdomen	De pie	1,21 ± 1,00	- 0,24	0,10	0,5
	Ciclismo	1,46 ± 0,92			
Oblicuo externo	De pie	1,37 ± 1,58	- 0,85	0,03	0,7
	Ciclismo	2,23 ± 1,93			
Pectoral mayor	De pie	0,72 ± 0,33	- 1,00	< 0,001	1,7
	Ciclismo	1,73 ± 0,80			

En bipedestación, los valores angulares medios de la curvatura torácica mostraron una correlación positiva y estadísticamente significativa con los valores angulares medios de la curvatura torácica pedaleando sobre la bicicleta de carretera ($r = 0,746$; $p = 0,008$); y una correlación negativa y estadísticamente significativa con los valores angulares medios de la inclinación del sacro pedaleando sobre la bicicleta de carretera ($r = -0,680$;

$p = 0,021$). Además, en bipedestación, los valores angulares medios de la inclinación del sacro mostraron una correlación positiva y estadísticamente significativa con los valores angulares medios de la curvatura lumbar ($r = 0,847$; $p < 0,001$); y una correlación positiva y estadísticamente significativa con los valores angulares medios de la inclinación del sacro pedaleando sobre la bicicleta de carretera ($r = 0,725$; $p = 0,012$).

En la posición de pedaleo sobre la bicicleta, los valores angulares medios de la curvatura torácica mostraron una correlación negativa y estadísticamente significativa con los valores angulares medios de la inclinación del sacro ($r = -0,618$; $p = 0,043$), y una correlación negativa y estadísticamente significativa con la actividad muscular del pectoral mayor ($r = -0,832$; $p = 0,005$). Además, la actividad muscular de las fibras del trapecio superior mostró una correlación positiva y estadísticamente significativa con la actividad muscular del erector de la columna ($r = 0,933$; $p < 0,001$).

No se encontró ninguna otra correlación estadísticamente significativa entre todas las demás variables analizadas en el presente estudio.

4.4. Discusión

Uno de los principales objetivos del presente estudio fue evaluar y comparar la morfología de la columna torácica, lumbar y la inclinación del sacro en el plano sagital del ciclista de competición, cuando está en bipedestación en comparación cuando se encuentra pedaleando sobre la bicicleta a baja intensidad (90 vatios). Hasta donde sabemos, el presente trabajo es uno de los primeros estudios en analizar la dinámica de la morfología de la columna vertebral durante la pedalada.

Existe una creencia generalizada de que, en ciclismo, la columna vertebral mantiene una posición estática. Posiblemente, esto se deba a que, de manera visual, no se perciba cambios en su dinámica, dependiendo de la posición del pedal durante el ciclo de pedalada. En este sentido, los resultados del presente trabajo mostraron que, tanto en bipedestación como al pedalear en la bicicleta, la morfología de la columna no está estática. Es decir, se encontraron ligeros movimientos en la cifosis torácica, en la lordosis lumbar y en la inclinación del sacro en la postura de bipedestación. Estos movimientos, posiblemente, se deban a la respiración de los participantes y a su control motor para mantener una postura estable, o incluso, al propio movimiento de la piel. Así, se considera que la observación de estos valores tan mínimos ($\approx 1^\circ$) refleja la precisión del sistema de

evaluación utilizado en este estudio. También, en la bicicleta, se observaron movimientos cíclicos de la columna (flexión torácica y lumbar) y en la inclinación del sacro, claramente relacionados con el ciclo de pedalada.

Por otro lado, de manera general, se asocia a la práctica del ciclismo con el aumento significativo de la cifosis torácica en sus deportistas. En parte, esto podría deberse a la percepción de que la postura predominante en el ciclismo implica la flexión del tronco para llegar al manillar (de Vey Mestdagh, 1998). Estudios previos han informado que, en aquellos deportes donde la postura dominante involucra la flexión del tronco, los atletas muestran una hipercifosis torácica (Ashton-Miller, 2004; Wojtys et al., 2000). En el estudio actual, al comparar ambas posturas (bipedestación vs pedaleando en la bicicleta), los resultados mostraron que, aunque los valores angulares de la curvatura torácica eran más altos en bipedestación que en la bicicleta, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, la columna lumbar cambió de lordosis (convexidad anterior) en bipedestación a cifosis (convexidad posterior) sobre la bicicleta. Además, se observó una inclinación significativamente mayor de la pelvis cuando se estaba sobre la bicicleta que en bipedestación. En esta línea, aunque estudios previos (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011c; Muyor & Zabala, 2016; Usabiaga et al., 1997) han reportado resultados similares, estos trabajos evaluaron la postura de los ciclistas, utilizando un sistema que mostraba la morfología espinal en un momento dado, es decir, en una posición estática. El presente estudio añade conocimiento a la literatura existente sobre cómo la columna torácica aumenta y disminuye sus valores angulares, dependiendo de la posición del pedal. Por otro lado, incluso en los valores más altos de flexión torácica, no supera la cifosis torácica mantenida en bipedestación. Por tanto, se podría afirmar que el alcance del ciclista al manillar se produce debido a la flexión lumbar e inclinación del sacro, más que a la flexión torácica.

Por otro lado, la edad se ha relacionado con la aparición de una cifosis torácica aumentada debido a una menor masa ósea, fracturas por compresión vertebral y enfermedad degenerativa del disco, entre otras causas (Katzman et al., 2010). Sin embargo, Muyor, Alacid, López-Miñarro, et al. (2012) no encontraron diferencias estadísticamente significativas en la cifosis torácica, en la postura de bipedestación, entre tres grupos de ciclistas de diferentes edades (≤ 30 años; 31-40 años; y ≥ 40 años). En esta línea, la muestra de ciclistas que participó en el presente estudio tenía entre 21 y 51 años y no se encontraron diferencias significativas entre ellos.

Con respecto a la columna lumbar en los ciclistas, Usabiaga et al. (1997) fueron de los primeros investigadores en reportar la modificación de la lordosis lumbar mantenida en bipedestación a una cifosis lumbar sobre la bicicleta. Posteriormente, otros estudios han reportado conclusiones similares, encontrando una mayor flexión vertebral lumbar a medida que el agarre del manillar era más distal y más bajo en relación a la altura del sillín (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016). Encontrándose una mayor flexión lumbar cuando los ciclistas se acoplan al agarre del manillar era aerodinámico (contrarreloj) (Muyor, 2015; Muyor & Zabala, 2016).

También, estudios previos parecen estar de acuerdo en que la inclinación del sacro es significativamente mayor cuanto menor es la altura del manillar en relación con la del sillín (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016). Además, Sauer et al. (2007) informaron que existen diferencias relacionadas con el género en la orientación pélvica, cuando hay un cambio de posición de las manos, observando que las ciclistas femeninas muestran una mayor inclinación anterior ($\sim 3^\circ$ más) en el agarre bajo del manillar que los ciclistas masculinos.

Al igual que en la curvatura torácica, en el presente estudio se han observado movimientos cíclicos en la flexión de la columna lumbar y en la inclinación del sacro (aproximadamente $\sim 1^\circ$), dependiendo de la posición del pedal durante el ciclo de pedaleo. Por lo tanto, se podría suponer que estos movimientos de la columna y la inclinación de la pelvis son inherentes a la acción de la pedalada. Este movimiento de la columna contribuiría a una transferencia de la potencia de la parte superior a la parte inferior del cuerpo, a través de las fuerzas de reacción de la articulación de la cadera (Neptune & Hull, 1995).

Otro de los principales objetivos del presente estudio fue evaluar y comparar la actividad muscular del tronco en la postura de bipedestación en comparación con la desarrollada al pedalear en la bicicleta. Los resultados mostraron una activación significativamente mayor, durante la pedalada a 90 vatios, para los músculos infraespinoso, dorsal ancho, oblicuo externo y pectoral mayor, en comparación con la postura en bipedestación. Sin embargo, no hubo diferencias estadísticas para las fibras del trapecio superior y medio, el erector de la columna y el recto anterior del abdomen. En este sentido, Abt et al. (2007) informaron que la estabilidad del tronco contribuye a la mecánica del ciclismo en las extremidades inferiores. Estas mejoras en la fuerza de la musculatura del tronco podrían promover una mayor estabilidad del ciclista sobre el sillín y mantener la alineación de las

extremidades inferiores para aplicar una mayor transmisión de fuerza a los pedales. Asimismo, Asplund & Ross (2010) afirman que tanto la musculatura de la espalda, como la abdominal (es decir, el core del cuerpo) pueden ser un eslabón débil para muchos ciclistas ya que las posiciones aerodinámicas podrían, con el tiempo, producir fatiga y dolor lumbar, contribuyendo a una pérdida de potencia.

Al desarrollar este estudio, se seleccionó la musculatura del tronco considerada como la más importante para mantener la postura erguida de la parte superior del cuerpo, tanto sobre la bicicleta como fuera de ella (en bipedestación). Además, para evitar la inclusión de cualquier variable de dolor que pudiera afectar la activación de los músculos o la postura adoptada por los ciclistas, se decidió incluir, únicamente, a ciclistas sanos. En este sentido, Burnett et al. (2004) informaron que, los ciclistas que padecían dolor lumbar mostraban una tendencia hacia una mayor flexión y rotación lumbar, con una pérdida del control postural asociada a la co-contracción del multifido.

En este sentido, en el presente trabajo, cabe destacar la baja activación muscular, en general, encontrada al pedalear a 90 vatios ($<2,5\%$ MVIC). Además, al pedalear, la mitad de los músculos analizados mostraron una activación muscular similar a la observada en bipedestación ($\sim 1,5\%$ MVIC). A. D. Kuo & Zajac (1993) informaron que, en bipedestación, el cuerpo tiene varias estrategias de movimiento de múltiples articulaciones para controlar el centro de masa con la mínima activación muscular (llamado "esfuerzo neural"). Esta estrategia posiblemente se deba a que el cuerpo intenta ser lo más eficiente posible, activando, mínimamente, la musculatura para mantener la postura en bipedestación.

Tras los resultados obtenidos, en el presente trabajo, sobre la baja activación muscular encontrada al pedalear en la bicicleta, se podría considerar que esta teoría de la eficiencia mínima de la activación muscular también podría aplicarse a los ciclistas. La significación encontrada en cuatro músculos de los ocho evaluados, con una mayor de activación muscular sobre la bicicleta que en bipedestación (aunque únicamente en un $\approx 1\%$ MVIC), podría estar justificado por la función postural/estabilizadora de dicha musculatura. Por ejemplo, el pectoral mayor mostró un 1% más de activación en la bicicleta que en bipedestación. Esto podría deberse a que el peso del tronco descansa sobre el manillar, lo que genera una contracción isométrica del pectoral mayor. Del mismo modo, el músculo infraespinoso mostró una mayor activación del 0,85% al pedalear, en comparación con la bipedestación. A pesar de los resultados estadísticamente significativos, las manos sobre

el manillar podrían generar una reacción hacia atrás contra la cabeza glenoidea y, así, activar la musculatura en un porcentaje ligeramente mayor para estabilizar la cabeza glenohumeral. También, el músculo dorsal ancho se activó un 0,82% más al pedalear que en bipedestación. En dicho escenario, la leve y significativa mayor activación podría deberse al apoyo y mínima tracción del manillar para generar la potencia en el pedaleo (aunque esta potencia era de 90 vatios). Finalmente, el músculo oblicuo externo mostró un 0,85% más de activación al pedalear que en bipedestación. Posiblemente, esta mayor activación se deba a la función estabilizadora de la musculatura oblicua debido al movimiento pendular de la cadera durante el ciclo de pedalada.

Usabiaga et al. (1997) observaron que los músculos paravertebrales lumbares (L2-L3) aumentaron su activación proporcionalmente a la intensidad del pedaleo, después de evaluar a tres ciclistas profesionales. Sin embargo, estos autores también reportaron, como en el presente trabajo, que el músculo del recto abdominal permanecía relajado en todas las intensidades de esfuerzo. Además, nuestros resultados van en línea con los indicados por Juker et al. (1998) que encontraron, en una muestra de seis estudiantes atletas de élite de una variedad de disciplinas, que durante el ciclismo en un ergómetro, la actividad del erector espinal era deficiente ($< 5\%$ de MVIC), y la pared abdominal se activaba a niveles relativamente bajos ($< 8\%$ MVIC). En este sentido, las diferencias en el porcentaje de activación muscular encontrada en el presente trabajo con respecto al estudio de Juker et al. (1998) podrían deberse, potencialmente, a varios factores: la diferente metodología utilizada para medir la MVIC; la diversidad de la muestra analizada (ya que no todos los participantes eran ciclistas), o porque la postura adoptada fue consecuencia del uso de cicloergómetro y no una bicicleta de carretera. Sin embargo, nuestros resultados están en concordancia con el bajo nivel de activación muscular encontrado durante la pedalada.

Por otro lado, uno de los principales trastornos que sufren los ciclistas es el dolor lumbar (Clarsen et al., 2010; Marsden & Schwellnus, 2010; Salai et al., 1999). Con el presente trabajo, al igual que algunos de los estudios descritos anteriormente, se ha observado que, sobre la bicicleta la columna lumbar del ciclista está invertida. Además, este estudio ha reportado que la flexión lumbar es dinámica, dependiendo del momento del ciclo de pedalada. En este sentido, cuando se flexiona la columna lumbar, hay mayor presión intradiscal (H. J. Wilke et al., 1999), carga espinal (Beach et al., 2005) y deformación en los tejidos viscoelásticos lumbares (Gedalia et al., 1999), lo cual podría requerir varias

horas de descanso para la recuperación completa de dicha deformación (Solomonow, Zhou, et al., 2003). Además, la baja activación de la musculatura lumbar (erector espinal), observada en la bicicleta, podría confirmar que las estructuras espinales de la zona lumbar son soportadas más por los elementos pasivos (ligamentos) que en la acción de la musculatura lumbar. Considerando que el promedio de la sesión de entrenamiento diaria tiene una duración de 2,5 horas, aumentando significativamente este tiempo en las competiciones, se podría suponer que la alta incidencia de dolor lumbar podría estar relacionada con la peculiaridad de este deporte (postura del ciclista y duración de entrenamientos y competiciones).

El estudio actual tiene varias limitaciones que deben tenerse en cuenta en investigaciones futuras. La primera limitación ha sido la evaluación de la morfología espinal en una postura estática en bipedestación. Se podría haber analizado la morfología dinámica de la columna vertebral durante los mismo 30 segundos, pero ejecutando varios ciclos de la marcha. De esta manera se podrían haber conocido los valores angulares del raquis y la activación de la musculatura del tronco en dinámico, para compararlos con los valores registrados cuando los ciclistas pedalean sobre la bicicleta.

Otras de las limitaciones del presente trabajo fue la evaluación de la morfología espinal a baja intensidad de pedalada (a 90 vatios). Esta intensidad fue seleccionada para comparar la postura de la columna vertebral del ciclista, simplemente, pedaleando en la bicicleta con respecto a la postura adoptada en bipedestación. Así se evitaría que dicha postura estuviese influenciada por la resistencia a vencer durante la pedalada. Así, el presente estudio puede servir como base para comprender cómo la morfología espinal y la activación de la musculatura del tronco se adaptan/modifican desde la postura en bipedestación a la del ciclismo. Sin embargo, en ciclismo de competición se producen intensidades de pedaladas mucho más elevadas. Los estudios futuros deberían analizar la morfología espinal adoptada según diferentes zonas de intensidad (cardiovascular o umbrales respiratorios) o vatios de pedalada.

Finalmente, otra limitación fue la evaluación del porcentaje de activación muscular según la MVIC. Esta decisión fue tomada en consideración con la metodología desarrollada por estudios previos. Sin embargo, el ciclismo es un deporte que se caracteriza por un pedaleo dinámico y cíclico, no por una contracción isométrica. Por lo tanto, estudios futuros podrían comparar el grado de activación de la musculatura del tronco, considerando la

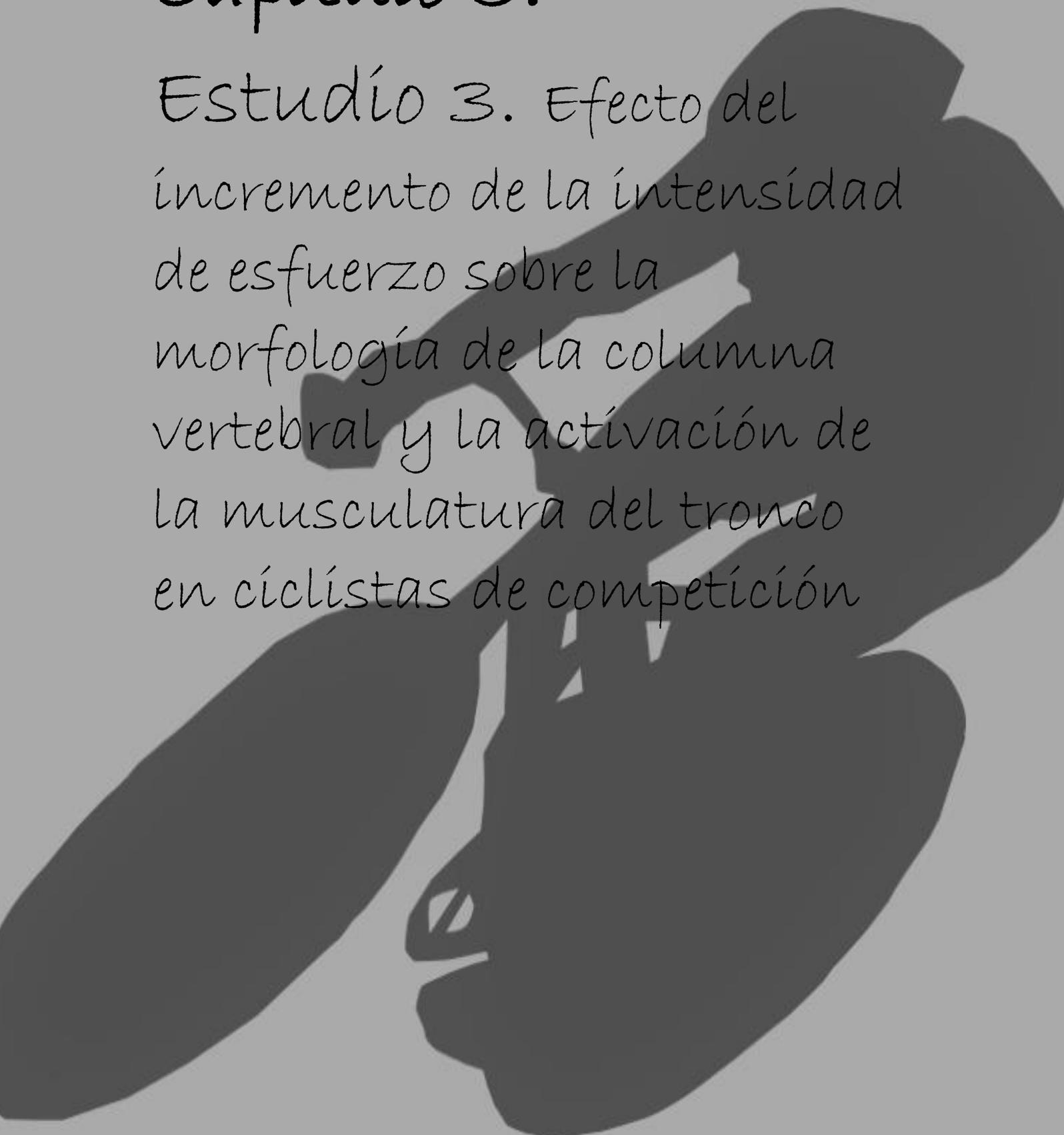
contracción muscular lograda durante un esfuerzo máximo en una prueba ciclista, frente a la utilización de una contracción isométrica máxima.

4.5. Conclusiones

Los valores angulares de la columna torácica son menores al pedalear en la bicicleta que en bipedestación. La columna lumbar cambia su morfología de lordosis en bipedestación a cifosis (flexión lumbar) al pedalear en la bicicleta. La inclinación del sacro aumenta significativamente su inclinación anterior al pedalear en la bicicleta en comparación con la postura en bipedestación. Además, la morfología espinal y la inclinación del sacro son dinámicas (cambiando cíclicamente sus valores angulares), dependiendo de la posición del pedal durante el ciclo de pedalada, mostrando una variabilidad de $\sim 1^\circ$. Por otro lado, al pedalear en la bicicleta, el músculo infraespinoso, el dorsal ancho, el oblicuo externo y el pectoral mayor mostraron una activación significativamente mayor que en bipedestación.

Capítulo 5.

Estudio 3. Efecto del incremento de la intensidad de esfuerzo sobre la morfología de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición



5.1. Introducción

El ciclismo es un deporte con un elevado volumen de entrenamiento, donde sus competiciones son de larga duración y de alta exigencia física en diversas partes de la prueba (Hawley & Stepto, 2001; Lucía et al., 2003). Además, es caracterizado por una postura predominante en sedentación, con el tronco inclinado hacia delante, la columna lumbar en flexión y donde el ciclista mantiene el contacto con la bicicleta en tres apoyos: los pedales, el sillín y el manillar (Muyor et al., 2014).

Debido al binomio existente en ciclismo, entre cuerpo-máquina (ciclista-bicicleta), y a que se ha demostrado que los cambios en la postura del ciclista tienen un profundo efecto sobre la resistencia aerodinámica del mismo (Barry et al., 2015), así como a la fuerza generada en los pedales (Fintelman et al., 2016), diversos estudios han evaluado la postura adoptada por el ciclista con el objetivo de mejorar su rendimiento deportivo, comodidad y/o capacidad para prevenir posibles lesiones. Algunos de estos estudios se han centrado en la cinética y cinemática de los miembros inferiores (Bini et al., 2013; Bini & Diefenthaler, 2010; Bini & Hume, 2016; Chapman et al., 2008; Fang et al., 2016; Ferrer-Roca et al., 2017; Fintelman et al., 2016), otros estudios han evaluado la posición de los miembros superiores (Dorel et al., 2008) o la morfología de la columna vertebral (Muyor et al., 2014). En esta línea, los estudios que han evaluado la morfología de la columna vertebral, en su mayoría, lo han hecho utilizando técnicas de valoración estáticas (Spinal Mouse[®]) y en una misma intensidad de esfuerzo (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011c; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016) o mediante técnicas radiográficas (Usabiaga et al., 1997). En este sentido, debido al desarrollo tecnológico de los sistemas de evaluación y a la accesibilidad a los mismos, es recomendada la evaluación dinámica de los ángulos articulares para evaluar y mejorar la posición del ciclista (Bini & Hume, 2016). Bini et al. (2016), usando un sistema de análisis de movimiento compuesto por varias cámaras infrarrojas, encontraron cambios de pequeños a moderados en la inclinación y rotación de la columna cuando compararon ciclistas de ruta competitivos y recreativos. Además, cuando Holliday et al. (2019) utilizaron un sistema similar, informaron que la flexión de la columna y el ángulo torácico aumentaron progresivamente con el aumento de la intensidad. Recientemente, Antequera-Vique et al. (2022), tras realizar una revisión sistemática de la postura de la columna de los ciclistas, concluyeron que la práctica del ciclismo produce adaptaciones en la morfología de la columna de los ciclistas frente a los no ciclistas. Encontraron una mayor flexión torácica

en bipedestación y una mayor capacidad de flexión lumbar en posiciones de flexión de tronco. Por lo tanto, las variables que podrían producir estas modificaciones espinales en ciclistas competitivos deben investigarse más a fondo.

Por otro lado, la estabilidad de la parte central del cuerpo (core) ha recibido una considerable atención en el ámbito deportivo, atribuyéndole mejoras en el rendimiento y en la prevención de lesiones (Akuthota et al., 2008). Concretamente, en ciclismo, la estabilidad del core contribuye a la mejora de la mecánica de los miembros inferiores, transmitiendo una mayor fuerza en los pedales y aumentando la estabilidad del tronco en el sillín (Abt et al., 2007). Por ello, algunos estudios han evaluado la actividad muscular del tronco en ciclismo. En este sentido, Usabiaga et al. (1997) evaluaron la actividad muscular paravertebral lumbar (L2-L3), paravertebral torácica (T1-T2) y del recto anterior del abdomen. Estos autores encontraron que la activación muscular de los músculos lumbares paravertebrales era proporcional a la intensidad del pedaleo. Sin embargo, el recto anterior del abdomen permaneció relajado en todas las condiciones e intensidades. Si bien, no evaluaron otra musculatura del core que podría tener influencia en la estabilidad del ciclista sobre la bicicleta, como la musculatura del oblicuo externo, o la musculatura implicada por el apoyo o agarre en el manillar, como la musculatura del dorsal ancho o del pectoral mayor. Juker et al. (1998) evaluaron la actividad muscular del psoas, oblicuo externo, oblicuo interno, transverso abdominal, recto anterior del abdomen, erector espinal y el recto femoral. Dichos autores informaron que, en general, los músculos abdominales se activaron a niveles relativamente bajos pero continuos, excepto durante las posiciones de pie y de carrera, donde hubo las desviaciones estándar más significativas. Sin embargo, cabe señalar que estos autores evaluaron la actividad muscular en un grupo de deportistas de otras disciplinas, incluyendo fútbol, hockey hielo y biatlón; y sobre un cicloergómetro Monark[®], donde la postura sobre la bicicleta podría ser diferente a la adoptada sobre la propia bicicleta de carretera. Recientemente, Brand et al. (2019) evaluaron la actividad muscular del multífido, dorsal ancho y la cabeza larga del tríceps braquial, reportando que cambiar la inclinación del sillín o la distancia de alcance no alteró la actividad muscular de la espalda baja. Sin embargo, estos autores no evaluaron la musculatura abdominal ni otros músculos de la espalda que pudieran estar involucrados en la postura adoptada por el ciclista. Además, en ese estudio, las variables cinemáticas y de actividad muscular se evaluaron en función de los cambios producidos en la distancia del sillín con respecto al manillar y de la inclinación del sillín con respecto

al plano horizontal, sin evaluar dichas variables según diferentes zonas de intensidad de esfuerzo.

Es útil que los médicos, fisioterapeutas y ciclistas entiendan cómo los distintos niveles de intensidad alcanzados durante el entrenamiento y las competiciones pueden afectar a la morfología de la columna, la cinemática del tronco y la activación de los músculos del core. De esta forma, podrían centrar sus tratamientos y entrenamientos en la prevención de lesiones y/o mejora del rendimiento deportivo. La mayoría de los estudios han analizado la morfología del raquis con técnicas estáticas y en una única zona de intensidad de esfuerzo. De hecho, hasta la fecha, no ha habido una valoración completa del grado de activación muscular del core en función de diferentes zonas de intensidad de esfuerzo, en un grupo de ciclistas. Dado lo anterior, los objetivos del presente trabajo son 1) evaluar el comportamiento de la flexión de la columna torácica y lumbar e inclinación del sacro en el plano sagital, de la flexión de la columna torácica y lumbar en el plano frontal y de la torsión del tronco en el plano transversal; 2) comparar la activación de los músculos del core a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo durante una prueba incremental en ciclismo; y 3) identificar qué músculo del core tiene una mayor activación en cada zona de intensidad. En este sentido, planteamos la hipótesis de que habrá cambios en la morfología de la columna y en la activación de los músculos del core a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo en el ciclismo.

5.2. Material y método

5.2.1. Participantes

Un total de doce ciclistas de competición participaron voluntariamente en el presente estudio. La descripción de la muestra se presenta en la Tabla 12.

Tabla 12. Descripción de las características de los participantes.

Variable	Media \pm Desviación estándar
Edad (años)	39,91 \pm 11,48
Peso (kg)	73,25 \pm 11,42

Altura (m)	1,75 ± 0,06
Índice de grasa corporal (BMI) (kg/m ²)	23,85 ± 3,20
Experiencia de entrenamiento (años)	9,16 ± 8,52
Entrenamiento (días/semana)	4,12 ± 1,36
Entrenamiento (horas/día)	2,56 ± 0,67
Kilómetros totales (al año)	11,075 ± 4,458
VO ₂ en VT1 (ml/kg/min)	50,62 ± 8,16
VO ₂ en VT2 (ml/kg/min)	61,99 ± 11,62
VO ₂ max (ml/kg/min)	64,61 ± 11,14

Los criterios de inclusión para la participación en el estudio fueron: 1) tener una experiencia de entrenamiento y competición en ciclismo de, al menos, tres años; 2) desarrollar un entrenamiento en ciclismo diario mínimo de tres horas al día; y 3) con una frecuencia de entrenamiento de tres a cinco días a la semana. Los criterios de exclusión fueron: 1) haber tenido algún episodio de dolor de espalda en los últimos seis meses; 2) haber sido operado de la columna vertebral; 3) tener diagnosticada alguna alteración morfológica o patología raquídea; 4) cualquier otra limitación que dificultase o alterase el desarrollo de las evaluaciones del estudio.

Todos los participantes fueron informados de que no hiciesen ejercicio físico extenuante 48 horas previas a las evaluaciones del estudio, ni ingirieran fármacos o bebidas excitantes 24 horas previas al estudio.

El procedimiento del estudio fue aprobado por un Comité institucional de Bioética, bajo los principios éticos de la Declaración de Helsinki. Además, todos los participantes fueron informados del procedimiento y firmaron un consentimiento informado antes del desarrollo de las evaluaciones del estudio.

5.2.2. Procedimiento

5.2.2.1. Procedimiento de la prueba incremental sobre la bicicleta

Los ciclistas llevaron sus culotes y zapatillas de ciclismo. Con el objetivo de que la postura mantenida, así como que la activación muscular fuera lo más real posible, cada ciclista utilizó su propia bicicleta para la realización de la prueba incremental. Los participantes realizaron un calentamiento sobre la bicicleta, pedaleando a 90 revoluciones por minuto, durante 10 minutos, con una resistencia entre 90 y 100 vatios de potencia (W). Tanto la resistencia (W), como la cadencia de pedalada ($\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$) se controlaron a través de un *cycling trainer* (CycleOps PowerBeam ProTrainer ANT + TM, USA). Una vez finalizados los 10 minutos de calentamiento, comenzó la prueba incremental y el registro de las variables objetivo del estudio. Debido a las pruebas preliminares realizadas en nuestro laboratorio, se estableció como resistencia inicial para todos los ciclistas los 110 vatios. La prueba consistió en mantener una cadencia de pedalada entre un rango de 75-85 $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$, incrementando 20 $\text{W}\cdot\text{min}^{-1}$. La prueba finalizaba con el agotamiento voluntario de los participantes o cuando la cadencia no podía mantenerse a un mínimo de 75 $\text{rev}\cdot\text{min}^{-1}$.

5.2.2.2. Registro de la actividad muscular

Previo al desarrollo de los test, se preparó la piel de los participantes para acondicionarla de cara a la colocación de los electrodos para el registro de la actividad muscular, evitando cualquier tipo de interferencia o ruido eléctrico. Para ello, se eliminó el vello (mediante afeitado) de las áreas corporales donde serían colocados los electrodos. También se limpiaron dichas zonas con algodón impregnado de alcohol 96% y se abrasaron, ligeramente, con papel de lija. A continuación, se colocaron electrodos bipolares adhesivos de Ag/AgCl (Medico Lead-Lok, Noida, India) paralelos a las fibras musculares con una separación de 2 cm y con el electrodo de referencia alejado del par de electrodos, siguiendo las especificaciones del fabricante.

Los electrodos se colocaron en el lado derecho del tronco (lado dominante de todos los participantes), tomando la columna vertebral como eje central y siguiendo las recomendaciones del *Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (Hermens et al., 2000).

Después de colocar los electrodos, se registró la MVIC de cada músculo para normalizar los valores de EMG registrados en cada una de las intensidades de esfuerzo durante la prueba maximal en ciclismo. Se registraron dos series de MVIC de 3 segundos para cada músculo, con un intervalo de descanso de, aproximadamente, 10 segundos entre cada contracción y un intervalo de 2 minutos entre la medición de MVIC de cada músculo (Youdas et al., 2008). Los registros de EMG se procesaron, eliminando posibles picos de artefactos, y la raíz cuadrada media se suavizó utilizando una ventana media de 50 ms. La MVIC se determinó como el valor máximo de EMG (ventana de 500 ms) registrado durante el MVIC. La maniobra MVIC para cada músculo se muestra en la Tabla 13.

Tabla 13. Descripción de la colocación de electrodos de superficie y MVIC.

Músculo	Colocación de los electrodos	Maniobra MVIC
Trapezio fibras superiores	En el 50% de la línea desde el acromion hasta la columna, en la vértebra C7 (Stegeman & Hermens, 2007).	En posición de bipedestación, los ciclistas realizaron elevación escapular y abducción, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Trapezio fibras medias	Al 50% entre el borde medial de la escápula y la columna, a nivel de la vértebra T3 (Stegeman & Hermens, 2007).	En posición de bipedestación, con hombros y codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas realizaron una aducción escapular, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Infraespinoso	Al 50% de la espina de la escápula, sobre la fosa infraescapular y, lateralmente, al 50% de la línea desde la vértebra T6 hasta el tubérculo mayor de la cabeza del húmero (Stegeman & Hermens, 2007).	Con el hombro en rotación externa y en abducción a 90° y el codo flexionado a 90°. Los ciclistas realizaron una contracción isométrica hacia la rotación externa del hombro.

Dorsal ancho	A 4 cm por debajo de la punta inferior de la escápula, la mitad de la distancia entre la columna y el borde lateral del torso, con un ángulo oblicuo de ~25° (Park & Yoo, 2013).	En posición de bipedestación, con los hombros y los codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas realizaron la aducción escapular-humeral, llevando el húmero hacia el tronco, contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
Erector espinal	A 2 cm lateralmente de la vértebra L3 (Gottschall et al., 2013).	Los ciclistas fueron sujetos boca abajo en un banco sin apoyo. La resistencia manual se aplicó mediante presión hacia abajo a nivel de las vértebras torácicas medias, ya que los ciclistas mantuvieron una posición constante con el tronco paralelo al suelo (J. S. Caldwell et al., 2003).
Recto anterior del abdomen	A 3 cm lateralmente a la línea media y a medio distancia entre la apófisis xifoides y el ombligo (Workman et al., 2008).	En decúbito supino sobre una esterilla, se pidió a los ciclistas que realizaran un ejercicio de flexión del tronco (<i>crunch</i> o encogimiento abdominal) contra una resistencia manual realizada en sentido contrario (Vera-Garcia et al., 2000).
Oblicuo externo	Por encima de la espina ilíaca anterosuperior, formando un ángulo oblicuo al nivel del ombligo (Workman et al., 2008).	Los ciclistas estaban en decúbito supino sobre una esterilla, con los pies apoyados en el suelo. El tronco se flexionó al máximo y se rotó hacia la izquierda, con resistencia manual en los hombros, aplicada en la dirección de la extensión del tronco y la rotación contraria al movimiento (Vera-Garcia et al., 2000).

Pectoral mayor	En la línea medio clavicular sobre el quinto espacio intercostal (Glass & Armstrong, 1997).	En posición de bipedestación, con los hombros y los codos flexionados a 90° (en el plano horizontal), los ciclistas debían acercar los codos hacia la línea media del cuerpo (simulando el ejercicio <i>pec-deck</i>) contra una resistencia manual realizada en sentido contrario.
----------------	---	--

Las señales de EMG para cada músculo se registraron utilizando un dispositivo WBA Mega (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia) y se muestrearon a 1000 Hz. La señal analógica se convirtió en digital usando un convertidor A / D (National Instruments, Nueva Gales del Sur, Australia) y se filtró por ancho de banda (12-450 Hz) usando un filtro Butterworth de cuarto orden con el programa de software LabView (National Instruments, Austin, TX, EE. UU.). Las señales EMG sin procesar se convirtieron posteriormente en señales Root Mean Square (RMS), en microvoltios (μV), con el programa de software MEGAWIN (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia) para su posterior análisis. Para el análisis estadístico del presente estudio, se utilizó el promedio del registro de la activación muscular de los primeros 30 segundos al inicio de la prueba a 110 vatios (Start), el promedio del registro de la activación muscular de los 30 segundos del umbral ventilatorio 1 (VT1) (15 segundos previos y 15 segundos posteriores en la zona de VT1), el promedio del registro de la activación muscular de los 30 segundos del umbral ventilatorio 2 (VT2) (15 segundos previos y 15 segundos posteriores en la zona de VT2) y durante 15 segundos en la zona de máximo consumo de oxígeno (VO_2max). Un esquema del procedimiento de la prueba incremental se presenta en la Figura 40.

derecho, apófisis torácica T3 y T4, T12 y L1, L5 y S1, espina ilíaca anterosuperior izquierda y derecha de los participantes (Figura 42). El registro de los datos de posicionamiento de los marcadores se hizo con una frecuencia de 100 Hz. No se rellenaron huecos ni se alteraron los valores registrados del posicionamiento de los marcadores reflectantes, previo al envío a un archivo ASCII para su posterior análisis. Este archivo ASCII fue cargado en Matlab® software (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) donde se programaron los algoritmos customizados para el cálculo de columna torácica, columna lumbar, inclinación del sacro en el plano sagital (Muyor et al., 2017); la flexión lateral torácica y flexión lateral lumbar en el plano frontal, y la rotación del tronco en plano transversal.

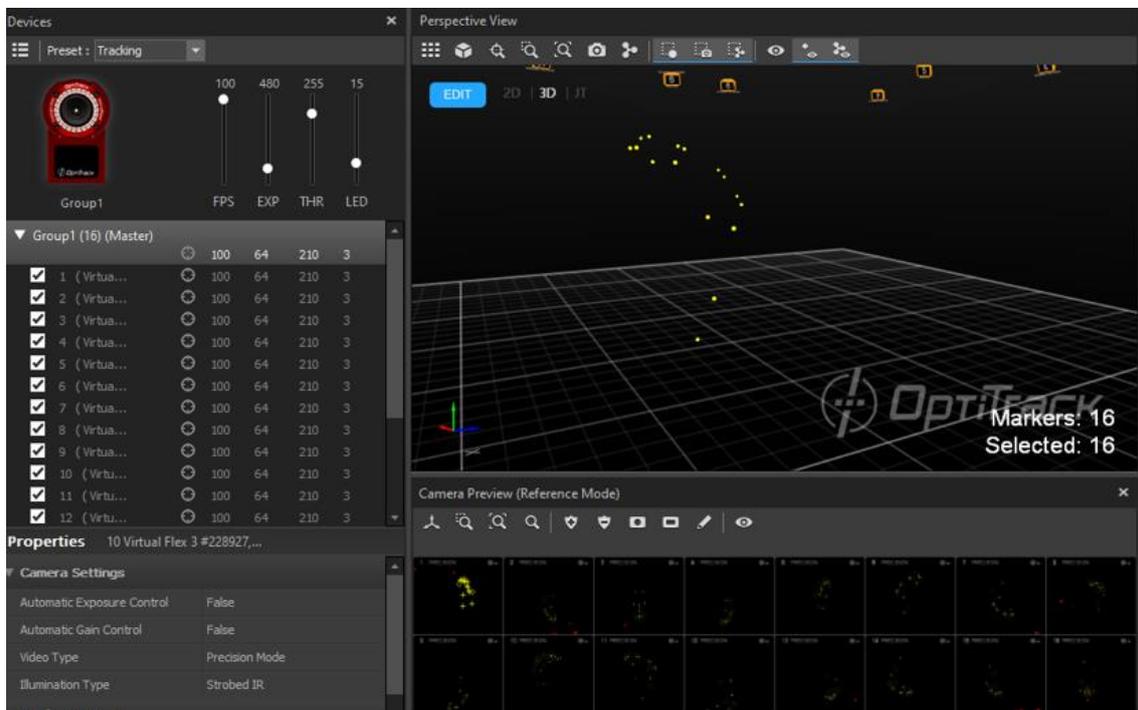


Figura 41. Motive, sistema de recogida de datos.

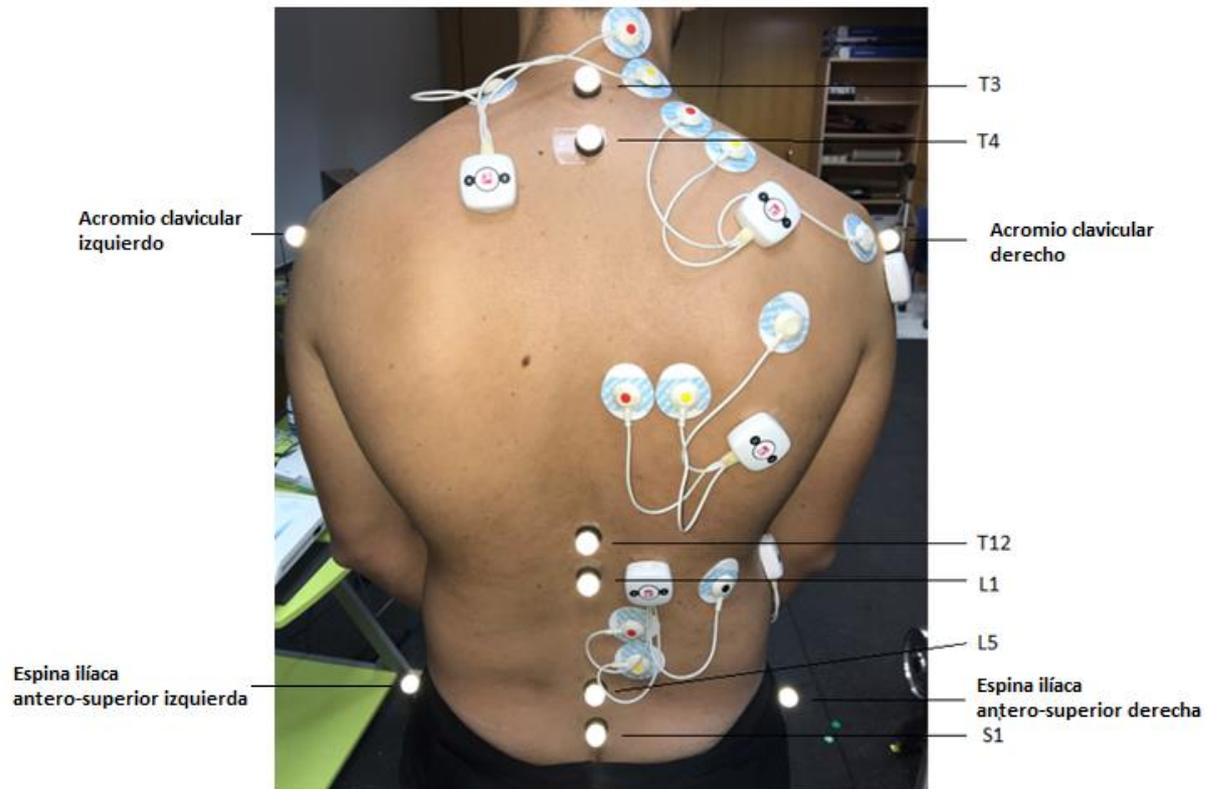


Figura 42. Colocación de los marcadores reflectantes.

Para el análisis estadístico del presente estudio, se utilizó el promedio del registro de los marcadores reflectantes durante los primeros 30 segundos al inicio de la prueba a 110 vatios (Start), el promedio del registro de los marcadores reflectantes de los 30 segundos de VT1 (15 segundos previos y 15 segundos posteriores en la zona de VT1), el promedio del registro de los marcadores reflectantes de los 30 segundos de VT2 (15 segundos previos y 15 segundos posteriores en la zona de VT2) y durante 15 segundos en la zona de VO_{2max} . Un esquema del procedimiento de la prueba incremental se presenta en la Figura 40.

5.2.2.4. Determinación de las zonas de intensidad de esfuerzo

Tras el calentamiento y durante toda la prueba incremental, la respiración en el consumo de oxígeno pulmonar O_2 (VO_2), la producción de dióxido de carbono (VCO_2), y la ventilación/minuto espirado (VE), fueron recogidos a través del analizador metabólico Cosmed K4b² (COSMED, Rome, Italy). Previo a cada prueba, el sistema fue calibrado acorde a las instrucciones del fabricante.

El VT1, el VT2 y el VO₂max se calcularon usando el software específico del Cosmed K4b² *metabolic analyzer* (COSMED, Roma, Italia), a través de la técnica V-slope, con un análisis y revisión posterior de dos investigadores experimentados. Para ello, el VCO₂ se representó gráficamente frente al VO₂ y se ajustó con un modelo lineal de dos segmentos de mejor ajuste. El intercepto de los dos segmentos representó el VT1. El gráfico del VE frente al VCO₂ se analizó de forma similar para determinar el VT2 (Weston & Gabbett, 2001). El VO₂max se determinó de tres maneras: 1) porque el ciclista llegaba a una intensidad máxima de agotamiento (VO₂max *peak*); 2) porque el ciclista no podía mantener una cadencia mínima de 75 rev·min⁻¹, registrando dicho VO₂ como el VO₂max; 3) porque tras incrementar en dos ocasiones la resistencia de la bicicleta (W), el VO₂ del ciclista no incrementaba, manteniéndose un VO₂ similar, considerándose como VO₂max meseta (Figura 40).

5.2.2.5. Análisis estadístico

Para el análisis estadístico, se calcularon las medias y las desviaciones estándar de todas las variables. Las hipótesis de normalidad y homogeneidad de la varianza se analizaron mediante la prueba de Shapiro-Wilk y demostraron que todos los datos tenían una distribución normal ($p > 0,05$). Dos ANOVAs independientes de un factor con medidas repetidas, una para el factor “postura” y otra para el factor “emg” fueron usados para comparar la flexión de la columna torácica, de la columna lumbar, de la inclinación del sacro, la flexión lateral torácica, flexión lateral lumbar y torsión del tronco. Estas medidas fueron también usadas para comparar el porcentaje de la activación muscular (% MVIC de los ocho músculos evaluados) entre las diferentes zonas de intensidad de esfuerzo (Start, VT1, VT2 y VO₂max). La importancia de las mediciones multivariadas repetidas fue confirmada por la lambda de Wilk, la traza de Pillai, la traza de Hotelling y las pruebas de Roy, todas las cuales obtuvieron resultados similares. Además, se realizó la prueba de esfericidad de Mauchly para evaluar los supuestos de varianza. Se realizó una corrección de Huynh-Feldt para ajustar los grados de libertad si se violaba una suposición. Si se obtuvo un valor p significativo para el efecto principal del ANOVA, se realizó una prueba de Bonferroni post-hoc para comparaciones múltiples, que ajustó el criterio de significancia a un valor de 0.0125 (0,05/4). Se utilizó eta-cuadrado parcial (η^2_p) para estimar la varianza explicada y el tamaño del efecto. Los análisis estadísticos se llevaron

a cabo utilizando el software IBM SPSS (v.26) y el nivel de significancia se estableció en $p < 0.05$.

5.3. Resultados

En la Figura 43 se muestran las comparaciones de los valores angulares de la columna torácica (A) y lumbar (B), inclinación del sacro (C), desviación lateral de la columna torácica (D) y lumbar (E), y la torsión del tronco (F), entre cada zona de intensidad de esfuerzo (al inicio de la prueba “Start”, en el “VT1”, en el “VT2”, y en el consumo máximo de oxígeno “VO₂max”).

Los ANOVA indicaron que el efecto principal de la zona de intensidad fue significativo para la flexión de la columna torácica ($F_{(1.47,14.88)} = 18.97, p < 0.001, \eta^2_p = 0.63$), flexión de la columna lumbar ($F_{(1.96,21.57)} = 20.57, p < 0.001, \eta^2_p = 0.65$), inclinación del sacro ($F_{(2.07,22.86)} = 23.79, p < 0.001, \eta^2_p = 0.68$), flexión torácica lateral ($F_{(1.50,16.51)} = 4.58, p = 0.035, \eta^2_p = 0.29$), y flexión lateral lumbar ($F_{(3,33)} = 5.07, p = 0.005, \eta^2_p = 0.31$). Sin embargo, no hubo efecto para la torsión del tronco ($F_{(1.50,16.57)} = 0.30, p = 0.939, \eta^2_p = 0.003$).

Las comparaciones post-hoc revelaron que la flexión torácica reportó valores angulares similares desde el inicio ($34,95 \pm 8,71^\circ$) hasta el VT1 ($35,04 \pm 8,32^\circ$) ($p > 0,05$). A partir de VT1 incrementó su flexión torácica en VT2 ($39,29 \pm 8,69^\circ$) ($p > 0,05$), hasta alcanzar los mayores valores angulares de flexión torácica en la zona de VO₂max ($43,86 \pm 8,78^\circ$) ($p < 0,001$) (Figura 43A).

La flexión lumbar aumentó sus valores angulares (hacia una mayor flexión) desde el inicio ($14,29 \pm 2,76^\circ$) hasta la zona de VO₂max ($17,89 \pm 3,49^\circ$) ($p < 0,01$). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en el aumento de la flexión lumbar, entre cada una de las zonas de intensidad, a excepción del inicio (*Start*) con respecto a VT1 ($15,18 \pm 3,57^\circ$) ($p > 0,05$) (Figura 43B).

El sacro incrementó, significativamente, su inclinación anterior a medida que aumentaba la intensidad de esfuerzo ($p < 0,01$), desde el inicio ($27,78 \pm 4,96^\circ$), hasta la zona de VO₂max ($35,47 \pm 3,92^\circ$) (Figura 43C).

Aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la flexión lateral torácica (Figura 43D) y en la flexión lateral lumbar (Figura 43E), sí que se observaron

aumentos en los valores angulares medios de ambas flexiones laterales de la columna torácica y lumbar, así como en sus desviaciones estándar, a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo. Los valores observados para la desviación lateral torácica fueron desde los $0,11 \pm 0,48^\circ$ al inicio, hasta los $1,86 \pm 2,55^\circ$ en la zona de $VO_2\text{max}$; y para la desviación lateral lumbar los valores angulares fueron desde los $0,06 \pm 1,12^\circ$ al inicio, hasta los $0,88 \pm 1,06^\circ$ en la zona de $VO_2\text{max}$.

No se observaron cambios estadísticamente significativos en los valores angulares medios de la torsión del tronco en las diferentes zonas de intensidad (valor medio: $0,39 \pm 1,86^\circ$), aunque sí una mayor desviación típica a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo (Figura 43F).

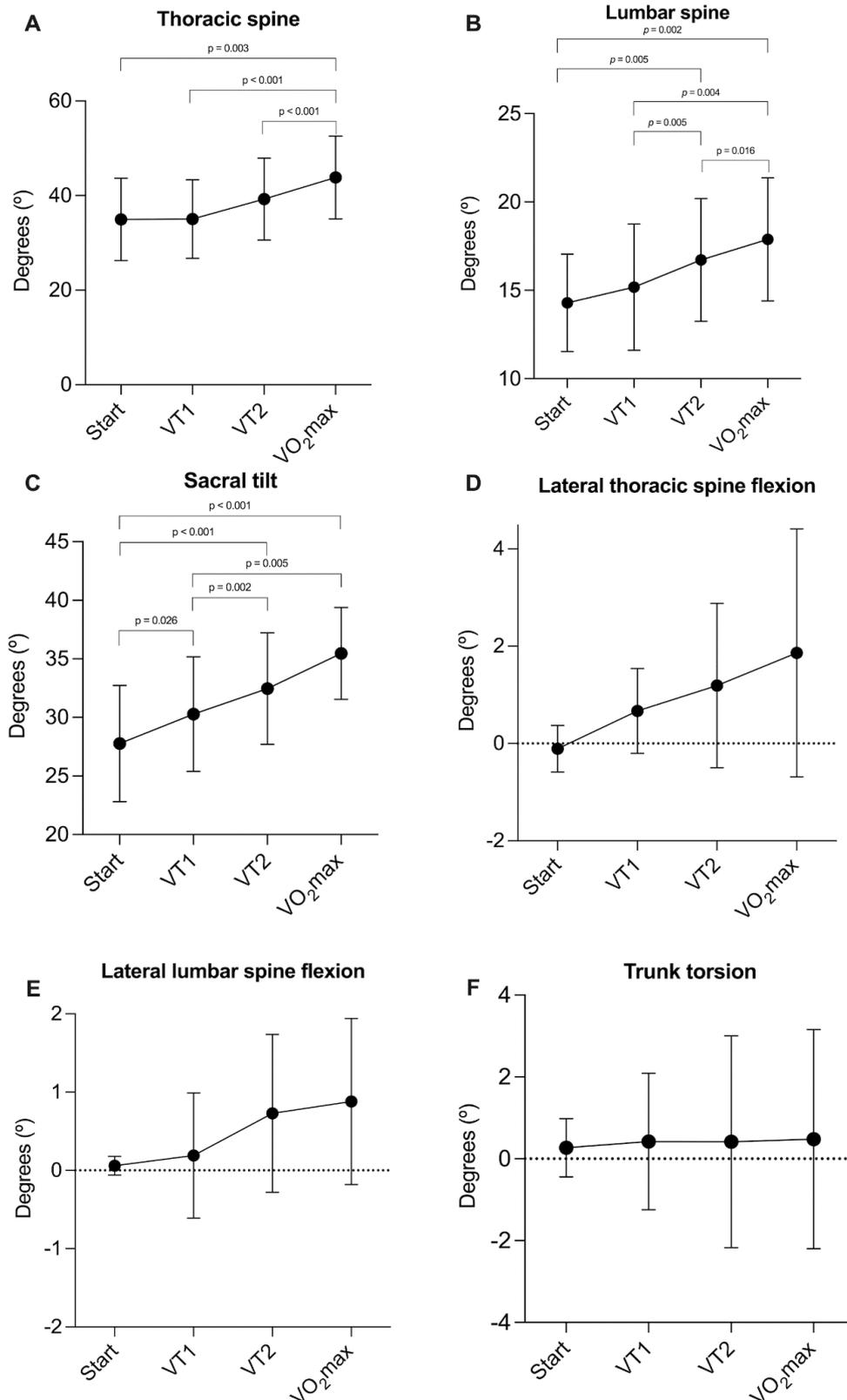


Figura 43. Valores angulares medios y desviaciones estándar de la columna torácica (A), columna lumbar (B), inclinación sacra (C), flexión lateral torácica (D), flexión lateral lumbar (E), torsión del tronco (F). Comparaciones entre las diferentes zonas de

intensidad. Start: Inicio de la prueba; VT1: Primer umbral ventilatorio; VT2; Segundo umbral ventilatorio; VO₂max: consumo máximo de oxígeno.

En la Figura 44 se muestran las comparaciones de los porcentajes de la activación muscular, respecto a la máxima contracción isométrica voluntaria (% MVIC), para la musculatura del pectoral mayor (A), fibras altas del trapecio (B), fibras medias del trapecio (C), infraespinoso (D), dorsal ancho (E), erector espinal (F), oblicuo externo (G) y recto anterior del abdomen (H), entre cada zona de intensidad.

Hubo aumentos estadísticamente significativos en la activación muscular a medida que aumentaba la intensidad. Todos los músculos mostraron la activación muscular más baja al comienzo de la prueba a 110 vatios y una activación muscular más significativa en la zona de VO₂ máxima (Figura 44).

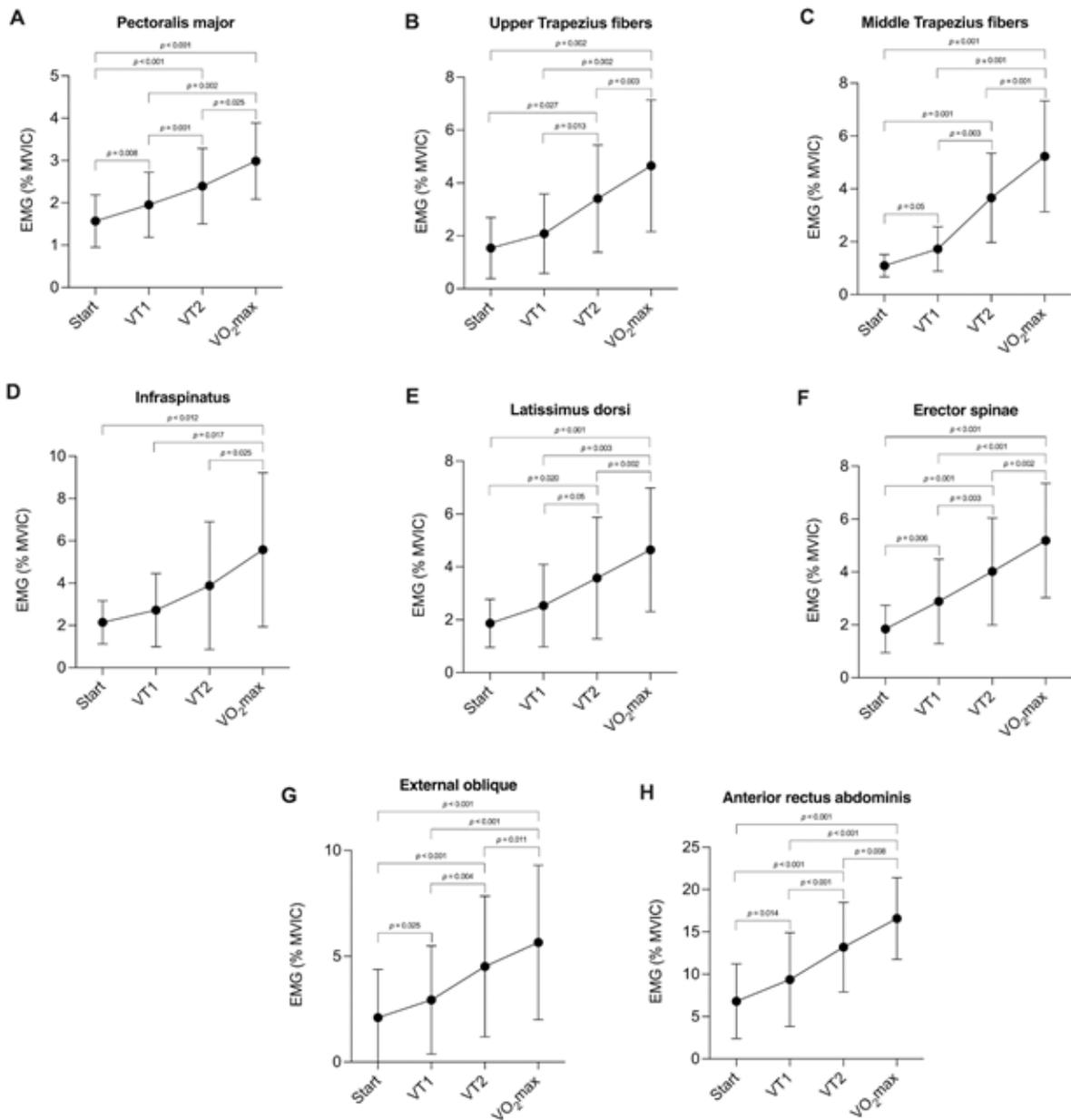


Figura 44. Comparación de la activación muscular (según su % MVIC) y desviaciones estándar, en cada zona de intensidad de esfuerzo. Start: Inicio de la prueba; VT1: Primer umbral ventilatorio; VT2; Segundo umbral ventilatorio; VO₂max: consumo máximo de oxígeno.

En la Figura 45 se muestran, en cada zona de intensidad de esfuerzo (Start, VT1, VT2 y VO₂max), las comparaciones de los valores medios de activación, respecto a la máxima contracción voluntaria isométrica (% MVIC) y desviaciones estándar, de los músculos: pectoral mayor (A), fibras altas del trapecio (B), fibras medias del trapecio (C),

infraespinoso (D), dorsal ancho (E), erector espinal (F), oblicuo externo (G) y recto anterior del abdomen (H).

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los músculos, en cada una de las intensidades evaluadas, a excepción del recto anterior del abdomen que presentó una significativa mayor activación con respecto al resto de músculos, en las intensidades VT1, VT2 y VO₂max ($p \leq 0.001$). El resto de los músculos mostraron un porcentaje similar de actividad muscular en cada zona de intensidad.

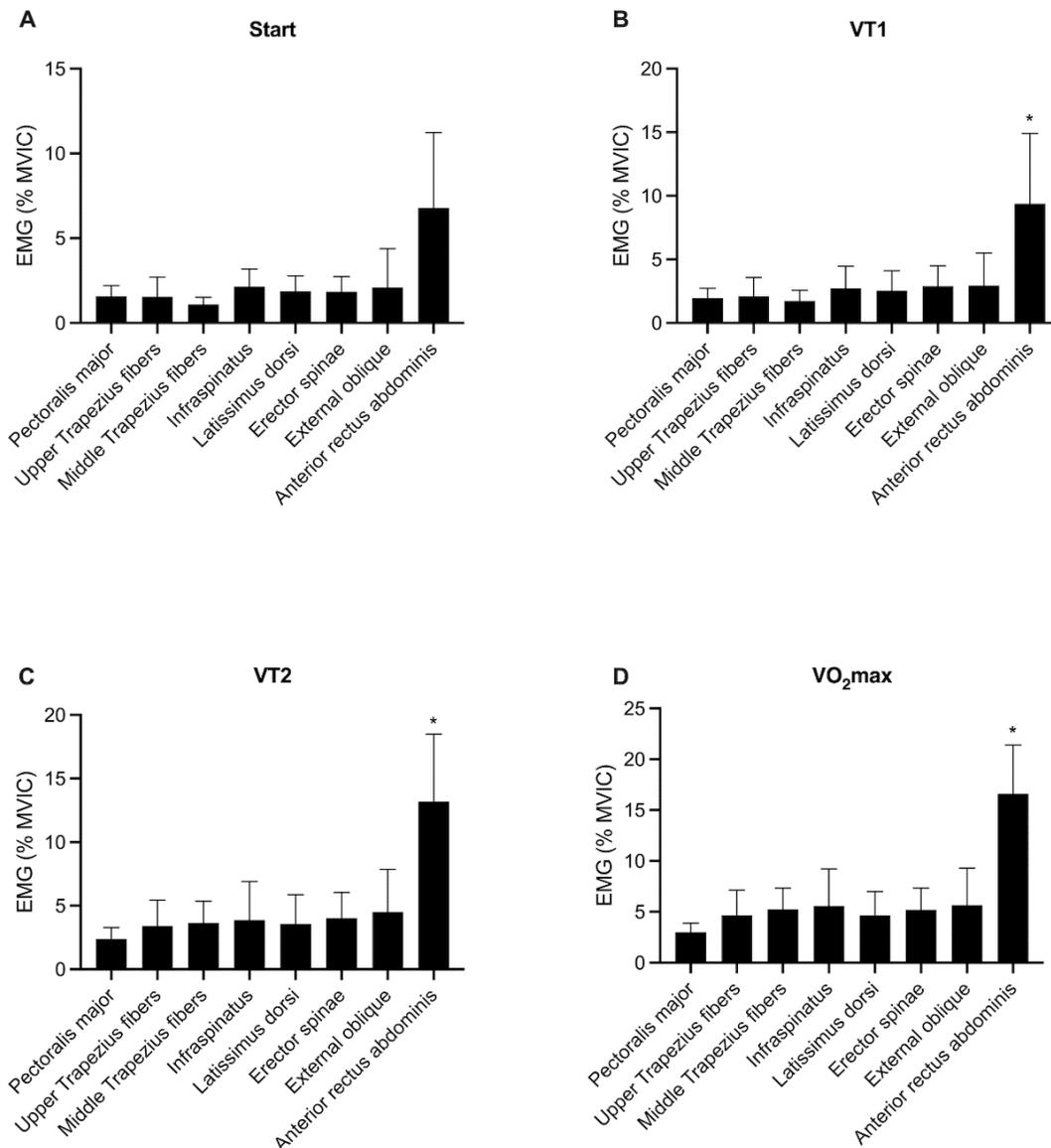


Figura 45. Porcentajes de activación muscular respecto a la MVIC y desviaciones estándar de los músculos: Pectoral mayor (A); Trapecio fibras superiores (B); Trapecio fibras medias (C); Infraespinoso (D); Dorsal ancho (E); Erector espinal (F); Oblicuo

externo (G); Recto anterior del abdomen (H). Comparaciones entre las diferentes zonas de intensidad de esfuerzo. Start: Inicio de la prueba; VT1: Primer umbral ventilatorio; VT2; Segundo umbral ventilatorio; VO₂max: Consumo máximo de oxígeno.

5.4. Discusión e implicaciones

El ciclismo es un deporte altamente caracterizado por la postura que adopta el ciclista en flexión de tronco sobre la bicicleta (Muyor et al., 2014). Además, la cinemática articular y la actividad muscular se modifican en función de la carga de trabajo realizada durante este deporte (Holliday et al., 2019). En la actualidad, pocos estudios han analizado la disposición angular de la columna en función de la intensidad del esfuerzo realizado (Bini et al., 2016; Bini & Diefenthaler, 2010; Holliday et al., 2019; Rannama et al., 2017; Sayers & Tweddle, 2012). Por ello, entre los principales objetivos del presente estudio se encontraban: 1) evaluar si se producían cambios en la flexión del raquis torácico y lumbar, y en la inclinación del sacro en el plano sagital; 2) evaluar los valores angulares en la flexión lateral del raquis torácico y lumbar en el plano frontal; y 3) determinar si existían cambios en la rotación del tronco en el plano transversal; todo ello, en función de las diferentes zonas de intensidad de esfuerzo alcanzadas en una prueba maximal en ciclismo.

El principal hallazgo de este estudio fue que, en el plano sagital, se observó una tendencia hacia un incremento de la flexión torácica, lumbar e inclinación del sacro a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo. En concreto, en la columna torácica aumentó la flexión en VT1 hasta alcanzar la mayor flexión torácica cerca del VO₂máx. En la columna lumbar aumentó la flexión y en la pelvis aumento la inclinación desde el inicio hasta la zona de VO₂max. Estos resultados están de acuerdo con lo informado por Holliday et al. (2019). Estos autores observaron que la flexión de la columna (columna torácica y lumbar) aumentaba progresivamente con el aumento de la intensidad (al 60%, 80% y 90% de la frecuencia cardíaca máxima) (Holliday et al., 2019).

En cuanto a la flexión lateral torácica y lumbar, aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, sí se observaron aumentos, tanto de los valores angulares medios, como en las desviaciones típicas, a medida que incrementaban las intensidades de esfuerzo. La rotación del tronco presentó unos valores angulares medios estables en todas las zonas de intensidad (entorno a los 0,5°), aunque las desviaciones típicas sí aumentaron a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo. En esta línea, Bini et

al. (2016) observaron una mayor inclinación lateral de la columna y rotación del tronco en ciclistas recreativos que en ciclistas competitivos, aunque la magnitud de las diferencias entre ambos grupos de ciclistas fue de pequeña a moderada. Por lo tanto, estos autores descartan cualquier inferencia de un mayor riesgo de lesiones para los ciclistas recreativos. Además, hay que tener en cuenta que cuando el raquis lumbar está en flexión (como es el caso en ciclismo) existe una menor capacidad de rotación axial en sedentación que con el raquis lumbar en posición neutra, posiblemente debido al incremento de la rigidez de las estructuras pasivas espinales (Burnett et al., 2008).

Aunque con una metodología diferente a la utilizada en el presente estudio, Sayers & Tweddle (2012) observaron, en una prueba de ciclismo de 60 minutos, dividida en 6 periodos de trabajo en diferentes intensidades que, durante las últimas fases de la prueba ciclista de alta intensidad sostenida, se producían cambios en la orientación del plano sagital del tórax y la pelvis al mismo tiempo que aumentaban los movimientos torácicos laterales. Rannama et al. (2017) analizaron, durante una prueba incremental en ciclismo, el equilibrio postural mediante el centro de presiones (COP). Estos autores observaron una disminución del equilibrio postural en intensidades de potencia aeróbica máxima (VO_2max). Bini & Diefenthaler (2010) encontraron un aumento en el ángulo de flexión de cadera con el incremento de la carga de trabajo en una prueba incremental en ciclismo. Todos estos estudios concluyeron que los cambios producidos en las variables analizadas se debían a la combinación de la fatiga muscular y de la carga de trabajo ejercida.

Por otro lado, existen otros estudios que han evaluado la morfología del raquis torácico, lumbar e inclinación del sacro, aunque éstos han utilizado técnicas de valoración estáticas y en intensidades de esfuerzo constantes y submáximas (Muyor, 2015; Muyor, Alacid, et al., 2011a; Muyor, López-Miñarro, et al., 2011a; Muyor & Zabala, 2016) o mediante técnicas radiográficas (Usabiaga et al., 1997). Dichos estudios reportaron que, en ciclismo, el raquis torácico presentaba una menor cifosis sobre la bicicleta que en bipedestación, aunque el raquis lumbar estaba invertido (es decir, flexionado), aumentando dicha flexión lumbar e inclinación del sacro a medida que el apoyo en el manillar era más bajo y distal con respecto al sillín. En línea con los estudios anteriores, en el presente trabajo, observamos que el raquis lumbar estaba en flexión (inversión), aumentando significativamente dicha flexión e inclinación del sacro, a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo.

El ciclista debe transferir la fuerza necesaria sobre el pedal para generar la propulsión suficiente para mover su bicicleta (Macintosh et al., 2000). En este sentido, actualmente, existen numerosos estudios que han analizado la activación de la musculatura de los miembros inferiores en ciclismo (Hug & Dorel, 2009; Li, 2004; Raymond et al., 2005), según diferentes posturas aerodinámicas (Fintelman et al., 2016), según la postura adoptada sobre la bicicleta (Chapman et al., 2008), durante una prueba maximal (Hug et al., 2006), durante una contrarreloj de 40 km (Bini et al., 2008), o del agarre mantenido (Duc et al., 2008). Aunque estos estudios encuentran diferentes patrones en la activación muscular de los miembros inferiores en función de la postura adoptada o del grado de fatiga del ciclista, ninguno de ellos evaluó la activación de la musculatura del tronco.

No obstante, el hecho de que el ciclista esté montado sobre una bicicleta condiciona a que este tenga que mantener un equilibrio y estabilidad para evitar una posible caída (Fonda et al., 2017), además de tener que transmitir la fuerza necesaria sobre los pedales para propulsar la bicicleta. En esta línea, Kibler et al. (2006) definen “*core stability*” como la capacidad de controlar la posición y el movimiento del tronco sobre la pelvis para permitir la producción, la transferencia y el control óptimo de la fuerza y el movimiento al segmento terminal en la actividad deportiva realizada (en el caso del ciclismo, sobre los pedales). Por ello, Asplund & Ross (2010) indican que para producir movimientos eficientes, los deportistas deben mostrar una resistencia, estabilidad y control dinámico del complejo lumbar-pelvis-cadera. En este sentido, estos autores afirman que para que un ciclista sea productivo y exitoso debe tener un *core* fuerte y estable para poder transferir energía de manera eficiente, con más potencia y menor estrés distalmente (Asplund & Ross, 2010). No obstante, estos autores no especifican qué musculatura del *core* es la más activada en ciclismo.

Por ello, otro de los objetivos principales del presente trabajo fue evaluar y comparar la activación de la musculatura del tronco (*core*), a medida que incrementa la intensidad de esfuerzo durante una prueba incremental en ciclismo; e identificar qué músculo del tronco mostraba una mayor activación en cada zona de intensidad de esfuerzo. En líneas generales, en el presente estudio, se observó un aumento estadísticamente significativo en la activación de los ocho músculos del tronco evaluados (pectoral mayor, trapecio fibras alta, trapecio fibras medias, infraespinoso, dorsal ancho, erector espinal, oblicuo externo y recto anterior del abdomen) a medida que incrementaba la intensidad de esfuerzo. Posiblemente, este incremento de la activación muscular se deba a la necesidad

estabilizar el tronco, ya que otros estudios han encontrado una disminución significativa de la estabilidad postural a medida que incrementa la intensidad de esfuerzo (Rannama et al., 2017), o por la necesidad de generar y transmitir una mayor fuerza en los pedales a medida que incrementa la resistencia de pedalada. En este sentido, Abt et al. (2007) reportaron que la estabilidad del *core* contribuye a la mejora de la mecánica de los miembros inferiores en ciclismo. Además, otros estudios han observado una mayor actividad muscular de los miembros inferiores en las intensidades más altas de una prueba maximal en ciclismo (Holliday et al., 2019; Hug et al., 2006).

Los participantes del presente estudio eran ciclistas sanos, que no padecían dolor de espalda. De esta manera, tanto el perfil morfológico de la columna vertebral, como el porcentaje de la activación de la musculatura del tronco, no estaría influenciada por otras variables como dicho dolor de espalda. En este sentido, estudios previos han observado que los ciclistas con dolor de espalda muestra una fatiga muscular significativamente mayor que los ciclistas asintomáticos (Srinivasan & Balasubramanian, 2007). También se han observado una tendencia hacia el incremento de la flexión y rotación de la columna lumbar en ciclistas con dolor de espalda, en comparación con ciclistas asintomáticos (Burnett et al., 2004).

Una de las principales dolencias del ciclista, precisamente, es el dolor lumbar (Clarsen et al., 2010; Marsden & Schweltnus, 2010). Estudios previos han reportado que, cuando la columna lumbar está en flexión, aumenta la presión intradiscal (H. J. Wilke et al., 1999), la carga espinal (Beach et al., 2005) y la deformación de los tejidos viscoelásticos lumbares (Gedalia et al., 1999). En este sentido, el presente estudio ha puesto de manifiesto que, a medida que incrementa la intensidad de esfuerzo, aumenta la flexión e inclinación de la columna torácica y lumbar, la inclinación del sacro, y la rotación del tronco. A su vez, aumenta significativamente la activación de la musculatura del *core*, siendo el recto anterior del abdomen (flexor principal del tronco) el músculo que más se activa en todas las zonas de intensidad de esfuerzo. Por otro lado se sabe que el dolor y la fatiga pueden aparecer juntos durante las contracciones musculares agotadoras sostenidas, en particular, a medida que se acerca el límite de resistencia y, ambos, pueden restringir el rendimiento muscular (Mastaglia, 2012). Por ello, la propia disposición de la morfología de la columna y el porcentaje de activación muscular del *core* mantenido durante las largas exposiciones que duran las competiciones ciclistas, podrían explicar la prevalencia de dolor lumbar en ciclistas (Marsden & Schweltnus, 2010).

Diferentes estudios han observado que el entrenamiento de fuerza, enfocado en la musculatura de los miembros inferiores produce mejoras significativas en la fuerza y eficiencia en ciclistas de categoría máster (Louis et al., 2012) y élite (Rønnestad et al., 2015, 2017). En esta línea, según los resultados obtenidos en el presente estudio, una vez identificados el porcentaje de activación de los diferentes músculos del tronco según la intensidad de esfuerzo, futuros estudios podrían evaluar los efectos del entrenamiento de la fuerza de la musculatura del *core* sobre la eficiencia en ciclismo, la mejora de la postura sobre la bicicleta y su incidencia en el dolor de espalda.

No obstante, el presente trabajo tiene algunas limitaciones que podrían ser considerados en estudios futuros. La primera de ellas ha sido la corta duración en el registro de las variables del estudio (aproximadamente 15-18 minutos de registro), si se compara con la duración real de una prueba de competición en ciclismo (varias horas). No obstante, en el presente trabajo se han querido registrar las variables de la morfología raquídea y activación muscular, durante una prueba maximal, para tener registro en las diferentes zonas de intensidad de esfuerzo (al inicio de la prueba, en el VT1, en el VT2 y al alcanzar el VO₂max). El propio procedimiento de la prueba maximal limitaba la duración del registro de las variables. Futuros estudios podrían evaluar el efecto del mantenimiento, durante un mayor tiempo en cada una de las zonas de intensidad de esfuerzo, sobre la morfología de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco. Otra limitación fue la determinación del porcentaje de activación muscular acorde a la máxima contracción isométrica voluntaria. No obstante, esta decisión se tomó tomando en consideración estudios previos, con el objetivo de homogeneizar la metodología. El ciclismo es un deporte dinámico (cíclico) en su pedalada y, por tanto, no es isométrico. Futuros estudios podrían determinar el porcentaje de activación muscular, tomando como referencia la máxima contracción muscular registrada en una prueba de ciclismo maximal o mediante un test de potencia máxima en ciclismo, para normalizar el grado de activación muscular en cada zona de intensidad de esfuerzo.

Este estudio muestra las modificaciones morfológicas de la columna vertebral en función del esfuerzo realizado en el ciclismo. Se observó un aumento significativo de la cifosis torácica, la flexión (inversión) lumbar, la inclinación del sacro, la flexión lateral torácica y lumbar y una tendencia a la torsión del tronco a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo ciclista. Por ello, es necesario incorporar ejercicios de conciencia postural y

fortalecimiento de la musculatura del tronco con el fin de optimizar el rendimiento deportivo y prevenir posibles dolores de espalda en el ciclismo.

Además, es recomendable realizar ejercicios específicos de fortalecimiento abdominal debido a la alta implicación de esta musculatura en el pedaleo (principalmente del recto anterior del abdomen), ya que aumenta su activación a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo ciclista.

5.5. Conclusiones

El ciclista aumenta significativamente la flexión de la columna torácica y lumbar, la inclinación del sacro en el plano sagital, la flexión lateral torácica y lumbar en el plano frontal, la rotación del tronco en el plano coronal; así como la activación de la musculatura del tronco, a medida que incrementa la intensidad de esfuerzo en ciclismo. El entrenamiento específico para la mejora de la postura y el fortalecimiento abdominal y lumbar podría ser beneficioso para la mejora del rendimiento y la prevención del dolor de espalda en ciclistas.

Capítulo 6.

Conclusiones



6.1. Conclusiones generales

En esta tesis doctoral se han realizado tres estudios sobre la influencia del ciclismo en la morfología de la columna vertebral y la actividad muscular del tronco.

En el primer estudio se realizó una revisión en la literatura científica sobre la influencia de la práctica del ciclismo en la morfología raquídea, obteniéndose como conclusión general que la práctica del ciclismo produce adaptaciones en la morfología de la columna vertebral del ciclista tanto en las posturas mantenidas fuera de la bicicleta, como por ejemplo en bipedestación o flexión del tronco, así como sobre la propia bicicleta, según el tipo de agarre en el manillar utilizado.

El segundo estudio comparó la morfología raquídea y la actividad muscular en ciclistas entre la postura mantenida en bipedestación y pedaleando sobre la bicicleta con baja resistencia. Como conclusión general se destaca el cambio de la morfología espinal, según el ciclo de pedalada, así como una baja activación de la musculatura del tronco al pedalear a 90 vatios.

En el tercer estudio se evaluó el efecto de las intensidades incrementales sobre la morfología espinal y la activación de la musculatura del tronco en ciclistas de competición, observándose un aumento en los valores angulares de la morfología de la columna vertebral, en los planos analizados, así como una mayor activación muscular a medida que se incrementa la intensidad de esfuerzo.

6.2. Conclusiones específicas

Estudio 1: Se podría decir que la práctica del ciclismo produce adaptaciones en la morfología de la columna vertebral del ciclista respecto a los no ciclistas. Los ciclistas presentan un aumento de la inclinación del sacro y una mayor capacidad de flexión lumbar en posiciones de flexión del tronco, así como una mayor cifosis torácica en bipedestación. Aunque dicha cifosis torácica es reducida cuando los ciclistas se sitúan sobre la bicicleta con las manos apoyadas en el manillar. Por otro lado, el grado de extensibilidad de la musculatura isquiosural no influye sobre la morfología de la columna vertebral y la inclinación del sacro, cuando los ciclistas están sobre la bicicleta. En este sentido, son necesarios más estudios para explicar las variables que producen estas adaptaciones de la columna vertebral y su posible relación con la alta prevalencia de dolor de espalda en los ciclistas.

Estudio 2: Los valores angulares de la columna torácica son menores al pedalear en la bicicleta que en bipedestación. La columna lumbar cambia su morfología de lordosis en bipedestación a cifosis (flexión lumbar) al pedalear en la bicicleta. La inclinación del sacro aumenta significativamente su inclinación anterior al pedalear en la bicicleta, en comparación con la postura en bipedestación. Además, la morfología espinal y la inclinación del sacro son dinámicas (cambiando cíclicamente sus valores angulares), dependiendo de la posición del pedal durante el ciclo de pedalada, mostrando una variabilidad de $\sim 1^\circ$. Por otro lado, al pedalear en la bicicleta, el músculo infraespinoso, el dorsal ancho, el oblicuo externo y el pectoral mayor mostraron una activación significativamente mayor que en bipedestación.

Estudio 3: El ciclista aumenta significativamente la flexión de la columna torácica y lumbar, la inclinación del sacro en el plano sagital, la flexión lateral torácica y lumbar en el plano frontal, la rotación del tronco en el plano transversal; así como la activación de la musculatura del tronco, principalmente del recto anterior del abdomen, a medida que incrementa la intensidad de esfuerzo en ciclismo.

Capítulo 7. Limitaciones



A continuación, se describen las limitaciones encontradas en cada uno de los estudios desarrollados para la presente tesis doctoral.

Estudio 1:

Una de las limitaciones de esta revisión ha sido el no haber encontrado estudios longitudinales para determinar el efecto, a largo plazo, del ciclismo sobre la morfología espinal.

Otra de las limitaciones, en este caso, de la metodología llevada a cabo en los diferentes estudios, fue que el ciclista tuvo que dejar de pedalear durante la evaluación de la morfología de la columna vertebral e inclinación pélvica. Por lo tanto, las evaluaciones de los estudios analizados, en gran parte, se realizaron de forma estática, ya que las vibraciones y los movimientos podrían afectar los valores registrados en dichos estudios. Por ello, serían necesarios futuros trabajos que evaluaran, de manera dinámica, la postura de la columna vertebral mientras que los ciclistas están pedaleando.

Finalmente, otra limitación fue que los estudios analizados no evaluaron el efecto de la fatiga o de la intensidad de esfuerzo realizado sobre la morfología de la columna vertebral. Solo se encontró un estudio que evaluó la curvatura lumbar tras un periodo de 60 minutos en ciclismo. Tanto la fatiga como la intensidad de esfuerzo podrían provocar cambios en la morfología de la columna vertebral, que ayudarían a explicar la actitud postural adoptada por el ciclista fuera de la bicicleta o, incluso, a crear programas de entrenamiento específicos para mejorar el rendimiento deportivo de estos ciclistas.

Estudio 2:

La primera limitación fue la evaluación de la morfología espinal en una postura estática en bipedestación. Se podría haber analizado la morfología dinámica de la columna vertebral durante los mismos 30 segundos, pero ejecutando varios ciclos de la marcha. De esta manera se podrían haber conocido los valores angulares del raquis y la activación de la musculatura del tronco en dinámico, para compararlos con los valores registrados cuando los ciclistas pedaleaban sobre la bicicleta.

Otra de las limitaciones del presente trabajo fue la evaluación de la morfología espinal a baja intensidad de pedalada (a 90 vatios). Esta intensidad fue seleccionada para comparar la postura de la columna vertebral del ciclista pedaleando en la bicicleta con respecto a la postura adoptada en bipedestación, sin la posible influencia de moderadas/altas intensidades. Así se evitaría que dicha postura estuviese influenciada por la resistencia a

vencer durante la pedalada. No obstante, el presente estudio puede servir como base para comprender cómo la morfología espinal y la activación de la musculatura del tronco se adaptan/modifican desde la postura en bipedestación a la del ciclismo (sobre la bicicleta). Sin embargo, en ciclismo de competición se producen intensidades de pedaladas mucho más elevadas. Los estudios futuros deberían analizar la morfología espinal adoptada según diferentes zonas de intensidad (cardiovascular o umbrales respiratorios) o vatios de pedalada.

Finalmente, otra limitación fue la evaluación del porcentaje de activación muscular según la MVIC. Esta decisión fue tomada en consideración con la metodología desarrollada por estudios previos. Sin embargo, el ciclismo es un deporte que se caracteriza por un pedaleo dinámico y cíclico, no por una contracción isométrica. Por lo tanto, estudios futuros podrían comparar el grado de activación de la musculatura del tronco, considerando la contracción muscular lograda durante un esfuerzo máximo en una prueba ciclista, frente a la utilización de una contracción isométrica máxima.

Estudio 3:

La primera limitación de este trabajo fue la corta duración en el registro de las variables del estudio (aproximadamente 15-18 minutos de registro), si se compara con la duración real de una prueba de competición en ciclismo (varias horas). No obstante, en este estudio se quisieron registrar las variables de la morfología raquídea y activación muscular durante una prueba maximal, para tener registro en las diferentes zonas de intensidad de esfuerzo (al inicio de la prueba, en el VT1, en el VT2 y al alcanzar el VO₂max). El propio procedimiento de la prueba maximal limitaba la duración del registro de las variables. Futuros estudios podrían evaluar el efecto del mantenimiento, durante un mayor tiempo en cada una de las zonas de intensidad de esfuerzo, sobre la morfología de la columna vertebral y la activación de la musculatura del tronco. Otra limitación fue la determinación del porcentaje de activación muscular acorde a la máxima contracción isométrica voluntaria. No obstante, esta decisión se tomó tomando en consideración estudios previos, con el objetivo de homogeneizar la metodología. El ciclismo es un deporte dinámico (cíclico) en su pedalada y, por tanto, no es isométrico. Futuros estudios podrían determinar el porcentaje de activación muscular, tomando como referencia la máxima contracción muscular registrada en una prueba de ciclismo maximal o mediante un test de potencia máxima en ciclismo, para normalizar el grado de activación muscular en cada zona de intensidad de esfuerzo.

Capítulo 8.

Bibliografía



- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1300–1304. <https://doi.org/10.1519/R-21846.1>
- Adler, C. H., Temkit, M., Crews, D., McDaniel, T., Tucker, J., Hentz, J. G., Marquardt, C., D., A., & Caviness, J. N. (2018). The yips: Methods to identify golfers with a dystonic etiology/golfer's cramp. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50(11), 2226–2230. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001687>
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core Stability Exercise Principles. *Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39–44. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69>
- Alricsson, M., Björklund, G., Cronholm, M., Olsson, O., Viklund, P., & Svantesson, U. (2016). Spinal alignment, mobility of the hip and thoracic spine and prevalence of low back pain in young elite cross-country skiers. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 12(1), 21–28. <https://doi.org/10.12965/jer.150255>
- Alricsson, M., & Werner, S. (2006). Young elite cross-country skiers and low back pain-A 5-year study. *Physical Therapy in Sport*, 7(4), 181–184. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.06.003>
- Ameer, M. A., & Muaidi, Q. I. (2017). Relation between peak knee flexion angle and knee ankle kinetics in single-leg jump landing from running: a pilot study on male handball players to prevent ACL injury. *The Physician and Sportsmedicine*, 45(3), 337–343. <https://doi.org/10.1080/00913847.2017.1344514>
- Andújar, P. (2010). *Prevalencia de las desalineaciones del raquis en edad escolar en el Municipio de Murcia*. Murcia.
- Ansari, M., Nourian, R., & Khodaei, M. (2017). Mountain Biking Injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 16(6), 404–412. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000429>
- Antequera-Vique, J. A., Oliva-Lozano, J. M., & Muyor, J. M. (2022). Effects of cycling on the morphology and spinal posture in professional and recreational cyclists: a systematic review. *Sports Biomechanics*, 1–30. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2058990>
- Ashton-Miller, J. A. (2004). Thoracic hyperkyphosis in the young athlete. *Current*

Sports Medicine Reports, 3(1), 47–52. <https://doi.org/10.1249/00149619-200402000-00009>

Asplund, C., & Ross, M. (2010). Core stability and bicycling. *The American College of Sports Medicine*, 9(3), 155–160. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de0f91>

Asplund, C., & St Pierre, P. (2004). Knee pain and bicycling. Fitting concepts for clinicians. *The Physician and Sportsmedicine*, 32(4), 23–30. <https://doi.org/10.3810/psm.2004.04.201>

Asplund, C., Webb, C., & Barkdull, T. (2005). Neck and back pain in bicycling. *Current Sports Medicine Reports*, 4(5), 271–274. <https://doi.org/10.1097/01.csmr.0000306221.25551.69>

Bailey, J. P., Dufek, J. S., Freedman Silvernail, J., Navalta, J., & Mercer, J. (2020). Understanding the influence of perceived fatigue on coordination during endurance running. *Sports Biomechanics*, 19(5), 618–632. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1508489>

Barczyk-Pawelec, K., & Sipko, T. (2017). Active self-correction of spinal posture in pain-free women in response to the command “straighten your back.” *Women & Health*, 57(9), 1098–1114. <https://doi.org/10.1080/03630242.2016.1243605>

Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J., & Martin, J. C. (2011). Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1689–1697. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182125e96>

Barrey, C., Jund, J., Nosedá, O., & Roussouly, P. (2007). Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *European Spine Journal*, 16(9), 1459–1467. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0294-6>

Barrios, C., Bernardo, N., Vera, P., Laíz, C., & Hadala, M. (2015). Changes in sports injuries incidence over time in world-class road cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 36(3), 241–248. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389983>

Barry, N., Burton, D., Sheridan, J., Thompson, M., & Brown, N. A. (2015). Aerodynamic performance and riding posture in road cycling and triathlon. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 229(1), 28–38.

<https://doi.org/10.1177/1754337114549876>

- Beach, T. A., Parkinson, R. J., Stothart, J. P., & Callaghan, J. P. (2005). Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *The Spine Journal*, 5(2), 145–154. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.07.036>
- Bernardo, N., Barrios, C., Vera, P., Laíz, C., & Hadala, M. (2012). Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 30(10), 1047–1053. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.687112>
- Bernhardt, M., & Bridwell, K. H. (1989). Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*, 14(7), 717–721. <https://doi.org/10.1097/00007632-198907000-00012>
- Berthonnaud, E., Dimnet, J., Roussouly, P., & Labelle, H. (2005). Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 18(1), 40–47. <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77>
- Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Mota, C. B., & Guimarães, A. C. S. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(4), 363–370. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.03.006>
- Bini, R. R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M. C., Carpes, F. P., & Mota, C. B. (2016). Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European Journal of Sport Science*, 16(5), 553–559. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1135984>
- Bini, R. R., & Diefenthaler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics*, 9(4), 223–235. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.540672>
- Bini, R. R., & Hume, P. A. (2016). A comparison of static and dynamic measures of lower limb joint angles in cycling: application to bicycle fitting. *Human Movement*, 17(1), 36–42. <https://doi.org/10.1515/humo-2016-0005>
- Bini, R. R., Hume, P. A., & Croft, J. (2014). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *European Journal of Sport Science*, 14(SUPPL.1), S109–S115. <https://doi.org/10.1080/17461391.2011.654269>

- Bini, R. R., Hume, P. A., & Croft, J. L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*, *41*(6), 463–476.
<https://doi.org/10.2165/11588740-000000000-00000>
- Bini, R. R., Hume, P. A., Lanferdini, F. J., & Vaz, M. A. (2013). Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Physical Therapy in Sport*, *14*(1), 23–27. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.02.003>
- Bini, R. R., & Hunter, J. R. (2021). Pain and body position on the bicycle in competitive and recreational road cyclists: A retrospective study. *Sports Biomechanics*, 1–14.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1942967>
- Blocken, B., Toparlar, Y., van Druenen, T., & Andrienne, T. (2018). Aerodynamic drag in cycling team time trials. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, *182*, 128–145. <https://doi.org/10.1016/j.jweia.2018.09.015>
- Borgers, A., Claes, S., Vanbeek, N., & Claes, T. (2020). Etiology of knee pain in elite cyclists: A 14-month consecutive case series. *Acta Orthopaedica Belgica*, *86*(2), 262–271.
- Bortolotti, H., Altimari, L. R., Vitor-Costa, M., & Cyrino, e. S. (2014). Performance during a 20-km cycling time-trial after caffeine ingestion. *Journal of the Interantional Society of Sports Nutrition*, *11*, 45. <https://doi.org/10.1186/s12970-014-0045-8>
- Bouillod, A., Pinot, J., Valade, A., Cassirame, J., Soto-Romero, G., & Grappe, F. (2018). Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling. *Journal of Biomechanics*, *72*, 99–105.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.034>
- Brand, A., Sepp, T., Klöpfer-Krämer, I., Müßig, J. A., Kröger, I., Wackerle, H., & Augat, P. (2019). Upper body posture and muscle activation in recreational cyclists: Immediate effects of variable cycling setups. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *91*(2), 298–308.
<https://doi.org/10.1080/02701367.2019.1665620>
- Bressel, E., & Larson, B. J. (2003). Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *35*(2), 327–332. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048830.22964.7c>

- Briggs, A. M., van Dieën, J. H., Wrigley, T. V., Greig, A. M., Phillips, B., Kai Lo, S., & Bennell, K. L. (2007). Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Physical Therapy, 87*(5), 595-607. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060119>
- Burnett, A. F., Cornelius, M. W., Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., & O'Sullivan, P. B. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects-a pilot investigation. *Manual Therapy, 9*(4), 211–219. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.06.002>
- Burnett, A. F., O'Sullivan, P. B., Ankarberg, L., Gooding, M., Nelis, R., Offermann, F., & Persson, J. (2008). Lower lumbar spine axial rotation is reduced in end-range sagittal postures when compared to a neutral spine posture. *Manual Therapy, 13*(4), 300–306. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.01.016>
- Burt, P. (2014). *Bike fit: optimise your bike position for high performance and injury avoidance* (1st ed.).
- Bussey, M. D., Kennedy, J. E., & Kennedy, G. (2016). Gluteus medius coactivation response in field hockey players with and without low back pain. *Physical Therapy in Sport, 17*, 24–29. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.03.002>
- Caldwell, B., & Peters, D. (2009). Seasonal variation in physiological fitness of a semiprofessional soccer team. *Journal of Strength and Conditioning Research, 23*(5), 1370–1377. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a4e82f>
- Caldwell, J. S., McNair, P. J., & Williams, M. (2003). The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clinical Biomechanics, 18*(8), 704–711. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00117-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00117-7)
- Campbell, J. P., & Turner, J. E. (2018). Debunking the myth of exercise-induced immune suppression: Redefining the impact of exercise on immunological health across the lifespan. *Frontiers in Immunology, 9*, 648. <https://doi.org/10.3389/fimmu.2018.00648>
- Carson, H. J., Richards, J., & Mazuquin, B. (2019). Examining the influence of grip type on wrist and club head kinematics during the golf swing: Benefits of a local co-ordinate system. *European Journal of Sport Science, 19*(3), 327–335. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1508504>

- Carver, T. M. (2018). Ajuste de la bicicleta y posición corporal. In S. S. Cheung & M. Zabala (Eds.), *La ciencia del ciclismo* (pp. 105–117). Tutor.
- Celaya, P. (2005). Ciclismo. *Deporte y Medicina*, 2(77), 251–254.
- Chabroux, V., Barelle, C., & Favier, D. (2012). Aerodynamics of cyclist posture, bicycle and helmet characteristics in time trial stage. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(3), 317–323. <https://doi.org/10.1123/jab.28.3.317>
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., Dowlan, S., & Hodges, P. W. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 519–526. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.010>
- Chen, S. W., Liaw, J. W., Chan, H. L., Chang, Y. J., & Ku, C. H. (2014). A real-time fatigue monitoring and analysis system for lower extremity muscles with cycling movement. *Sensors*, 14(7), 12410–12424. <https://doi.org/10.3390/s140712410>
- Chien, C. L., Yu, N. Y., Tang, J. S., Chan, S. H., Yang, Y. R., & Wang, L. (2016). Effect of yelling on maximal aerobic power during an incremental test of cycling performance. *Journal of Sport and Health Science*, 5(4), 456–461. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.09.009>
- Choi, H. W., & Kim, Y. E. (2012). Contribution of paraspinal muscle and passive elements of the spine to the mechanical stability of the lumbar spine. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(6), 993–1002. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0129-9>
- Chow, S. B., & Moffat, M. (2004). Relationship of thoracic kyphosis to functional reach and lower-extremity joint range of motion and muscle length in women with osteoporosis or osteopenia: A pilot study. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 20(4), 297–306. <https://doi.org/10.1097/00013614-200410000-00009>
- Christensen, S. T., & Hartvigsen, J. (2008). Spinal curves and health: a systematic critical review of the epidemiological literature dealing with associations between sagittal spinal curves and health. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 31(9), 690–714. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.10.004>
- Cil, A., Yazici, M., Uzumcugil, A., Kandemir, U., Alanay, A., Alanay, Y., Acaroglu, E., & Surat, A. (2005). The evolution of sagittal segmental alignment of the spine

- during childhood. *Spine*, 30(1), 93–100.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000149074.21550.32>
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine*, 38(12), 2494–2501.
<https://doi.org/10.1177/0363546510376816>
- Cleuziou, C., Perry, S., Borrani, F., Lecoq, A. M., Courtiex, D., Germain, P., & Obert, P. (2004). VO₂ and EMG activity kinetics during moderate and severe constant work rate exercise in trained cyclists. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29(6), 758–772. <https://doi.org/10.1139/h04-049>
- Cohen, G. C. (1993). Cycling injuries. *Canadian Family Physician Medicin de Famille Canadien*, 39, 628–632.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). L. Erlbaum Associates.
- Connick, M. J., & Li, F. X. (2013). The impact of altered task mechanics on timing and duration of eccentric bi-articular muscle contractions during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 223–229.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.012>
- Cordova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G., & Rodríguez-Falces, J. (2014). Physiological responses during cycling with oval chainrings (q-ring) and circular chainrings. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(2), 410–416.
- Cuadrado, R., López, T., & Reñones, B. (1993). Higiene postural en la etapa escolar: influencia de la educación física. *Fisioterapia*, 15(3), 97–126.
- De Marchis, C., Schmid, M., Bibbo, D., Castronovo, A. N., D'Alessio, T., & Conforto, S. (2013). Feedback of mechanical effectiveness induces adaptations in motor modules during cycling. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7, 35.
<https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00035>
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5), 325–334. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(97\)00080-X](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(97)00080-X)
- Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V, & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomechanics*, 10(3), 197–218.

<https://doi.org/10.1080/14763141.2011.592209>

- Decock, M., De Wilde, L., Vanden Bossche, L., Steyaert, A., & Van Tongel, A. (2016). Incidence and aetiology of acute injuries during competitive road cycling. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(11), 669–672. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095612>
- Defraeye, T., Blocken, B., Koninckx, E., Hespel, P., & Carmeliet, J. (2010). Aerodynamic study of different cyclist positions: CFD analysis and full-scale wind-tunnel tests. *Journal of Biomechanics*, *43*(7), 1262–1268. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.025>
- Diefenthaler, F., Carpes, F. P., Bini, R. R., Mota, C. B., Stringhinim Guimaraes, A. C., Pivetta, F., Bini, R. R., Bolli, C., Stringhini, A. C., Carpes, F. P., Bini, R. R., Mota, C. B., & Stringhinim Guimaraes, A. C. (2008). Methodological proposal to evaluate sagittal trunk and spine angle in cyclists: preliminary study. *Brazilian Journal of Biomotricity*, *2*(4), 284–293.
- Dingwell, J. B., Joubert, J. E., Diefenthaler, F., & Trinity, J. D. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *55*(11), 2666–2674. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2001130>
- Dinu, M., Pagliai, G., Macchi, C., & Sofi, F. (2019). Active commuting and multiple health outcomes: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *49*(3), 437–452. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-1023-0>
- Dinunzio, C., Van Scoy, J., Porter, N., Cordice, D., & McCulloch, R. S. (2017). Kinematic and muscle activation differences between a standard pull-up and a dynamic crossfit “kipping” pull-up. *International Journal of Exercise Science*, *8*(5).
- Dinyer, T. K., Byrd, M. T., Cochrane-Snyman, K. C., Jenkins, N. D., Housh, T. J., Schmidt, R. J., Johnson, G. O., & Bergstrom, H. C. (2019). Time course of changes in neuromuscular responses during rides to exhaustion above and below critical power. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, *19*(33), 266–275.
- Doherty, T. J. (2003). Invited review: aging and sarcopenia. *Journal of Applied*

- Physiology*, 95(4), 1717–1727. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00347.2003>
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44–54.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00765.x>
- Du Toit, F., Schwellnus, M., Wood, P., Swanevelder, S., Killops, J., & Jordaan, E. (2020). Epidemiology, clinical characteristics and severity of gradual onset injuries in recreational road cyclists: A cross-sectional study in 21,824 cyclists - SAFER XIII. *Physical Therapy in Sport*, 46, 113–119.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.08.006>
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 116–127.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.007>
- Duc, S., Villerius, V., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2005). Muscular activity level during pedalling is not affected by crank inertial load. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2–3), 260–264. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1401-9>
- Duggan, W., Donne, B., & Fleming, N. (2017). Effect of seat tube angle and exercise intensity on muscle activity patterns in cyclists. *International Journal of Exercise Science*, 10(8), 1145–1156.
- Fang, Y., Fitzhugh, E. C., Crouter, S. E., Gardner, J. K., & Zhang, S. (2016). Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(2), 260–266.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000759>
- Fanucci, E., Masala, S., Fasoli, F., Cammarata, R., Squillaci, E., & Simonetti, G. (2002). Studio cineradiografico della colonna nell'attività ciclistica: Variazioni angolari del tratto di rachide dorso-lombare nelle modificazioni della posizione della pedaliera. *La Radiologia Medica*, 104, 472–476.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical

- sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175–191.
<https://doi.org/10.3758/bf03193146>
- Fenter, B., Marzilli, T. S., Wang, Y. T., & Dong, X. N. (2017). Effects of a three-set tennis match on knee kinematics and leg muscle activation during the tennis serve. *Perceptual and Motor Skills*, 124(1), 214–232.
<https://doi.org/10.1177/0031512516672773> Abstract
- Ferrer-Roca, V., Bescós, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., & García-López, J. (2014). Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 784–791. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a1f1a9>
- Ferrer-Roca, V., Rivero-Palomo, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2017). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1328–1335. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215490>
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025–3029.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318245c09d>
- Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F.-X. (2016). Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(5), 528–534.
<https://doi.org/10.1111/sms.12479>
- Fon, G. T., Pitt, M. J., & Thies, A. C. (1980). Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, 134(5), 979–983.
<https://doi.org/10.2214/ajr.134.5.979>
- Fonda, B., & Sarabon, N. (2010). Biomechanics of cycling: literature review. *Sport Science Review*, 19(1–2), 187–210. <https://doi.org/10.2478/v10237-011-0012-0>
- Fonda, B., Sarabon, N., & Li, F. X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *Journal of Sports Sciences*, 32(10), 940–946. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.868919>
- Fonda, B., Sarabon, N., & Li, F. X. (2017). Bicycle rider control skills: expertise and

- assessment. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1383–1391.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1039049>
- Forte, P., Morais, J. E., Barbosa, T. M., & Marinho, D. A. (2021). Assessment of able-bodied and amputee cyclists' aerodynamics by computational fluid dynamics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9.
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.644566>
- Garbin Savarese, L., Menezes-Reis, R., Perazzoli Bonugli, G., Pereira da Silva Herrero, C. F., Aparecido Defino, H. L., & Nogueira-Barbosa, M. H. (2020). Spinopelvic sagittal balance: what does the radiologist need to know? *Radiologia Brasileira*, 53(3), 175–184. <https://doi.org/10.1590/0100-3984.2019.0048>
- García-López, J., Peleterio, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Friend, E., González Hernández, M. A., Córdova, A., & Villa, J. G. (2002). Influencia de la postura y la utilización del casco en la resistencia aerodinámica del ciclista. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 19(89), 209–220.
- García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martínez, A. C., & Villa, J. G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 26(3), 277–286.
<https://doi.org/10.1080/02640410701501697>
- Gedalia, U., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V, Lu, Y., & Harris, M. (1999). Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading. Part 2. Recovery of reflexive muscular stability with rest. *Recovery of Reflexive Muscular Stability with Rest. Spine*, 24(23), 2461–2467.
<https://doi.org/10.1097/00007632-199912010-00007>
- Glass, S. C., & Armstrong, T. (1997). Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11(3), 163–167. <https://doi.org/10.1519/00124278-199708000-00006>
- Goldsmith, J. A., Trepeck, C., Halle, J. L., Mendez, K. M., Klemp, A., Cooke, D. M., Haischer, M. H., Byrnes, R. K., Zoeller, R. F., Whitehurst, M., & Zourdos, M. C. (2019). Validity of the open barbell and tendo weightlifting analyzer systems versus the optotrak certus 3d motion capture system for barbell velocity. *International Journal of Sports Physiology Performance*, 14(4), 540–543.

<https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0684>

- Gómez-Puerto, J. R., Da Silva-Grigoletto, M. E., Viana-Montanera, B. H., Vaamondeb, D., & Alvero-Cruz, J. R. (2008). La importancia de los ajustes de la bicicleta en la prevención de las lesiones en el ciclismo: aplicaciones prácticas. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 1(2), 73–81.
- Gottschall, J. S., Mills, J., & Hastings, B. (2013). Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 590–596.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825c2cc7>
- Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Bourredjem, A., Casillas, J. M., Armand, S., & Genevay, S. (2022). The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain: prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, 31(1), 136–151.
<https://doi.org/10.1007/s00586-021-06992-0>
- Grabara, M., & Hadzik, A. (2009). Postural variables in girls practicing volleyball. *Biomedical Human Kinetics*, 1(1), 67–71. <https://doi.org/10.2478/v10101-009-0017-7>
- Griskevicius, J., Linkel, A., & Pauk, J. (2014). Research of cyclist's spine dynamical model. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(1), 37–44.
<https://doi.org/10.5277/abb140105>
- Gutiérrez Pérez, A. (2006). Estudio comparativo del acortamiento del psoas ilíaco y el recto anterior del cuádriceps entre yudocas competidores y universitarios no deportistas. *Revista Fisioter*, 5(1), 9–18.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical basic of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Harrison, D. E., Colloca, C. J., Harrison, D. D., Janik, T. J., Haas, J. W., & Keller, T. S. (2005). Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading. *European Spine Journal*, 14(3), 234–242. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0734-0>
- Harrison, D. E., Harrison, D. D., & Troyanovich, S. J. (1998). Three-dimensional spinal coupling mechanics: Part I. A review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 21(2), 101–113.

- Hawley, J. A., & Stepto, N. K. (2001). Adaptations to training in endurance cyclists. *Sports Medicine*, *31*(7), 511–520. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00006>
- Hermans, T. J. N., Wijn, R. P. W. F., Winkens, B., & Van Kerrebroeck, E. V. A. (2016). Urogenital and sexual complaints in female club cyclists—A cross-sectional study. *The Journal of Sexual Medicine*, *13*(1), 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.jsxm.2015.11.004>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Holliday, W., & Swart, J. (2021a). Performance variables associated with bicycle configuration and flexibility. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *24*(3), 312–317. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.09.015>
- Holliday, W., & Swart, J. (2021b). Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports Medicine and Health Science*, *3*(2), 93–100. <https://doi.org/10.1016/j.smhs.2021.02.007>
- Holliday, W., Theo, R., Fisher, J., & Swart, J. (2019). Cycling: joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports Biomechanics*, 1–15. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1640279>
- Hollingworth, M., Harper, A., & Hamer, M. (2014). An observational study of erectile dysfunction, infertility, and prostate cancer in regular cyclists: cycling for health UK study. *Journal of Men's Health*, *11*(2), 75–79. <https://doi.org/10.1089/jomh.2014.0012>
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *The American College of Sports Medicine*, *21*(3), 419–424. <https://doi.org/10.1177/036354659302100316>
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, *19*(1), 187–205. [https://doi.org/10.1016/S0278-5919\(20\)30363-X](https://doi.org/10.1016/S0278-5919(20)30363-X)
- Hug, F., Boumier, F., & Dorel, S. (2013). Altered muscle coordination when pedaling

- with independent cranks. *Frontiers in Physiology*, 4, 232.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00232>
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182–198.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>
- Hug, F., Laplaud, D., Lucía, A., & Grelot, L. (2006). EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. *International Journal of Sports Medicine*, 27(6), 456–462. <https://doi.org/10.1055/s-2005-865787>
- Hurst, H. T., Sinclair, J., Atkins, S., Rylands, L., & Metcalfe, J. (2017). Influence of wheel size on muscle activity and tri-axial accelerations during cross-country mountain biking. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1342–1348.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215497>
- Iannetta, D., Qahtani, A., Millet, G. Y., & Murias, J. M. (2017). Quadriceps muscles O₂ extraction and EMG breakpoints during a ramp incremental test. *Frontiers in Physiology*, 8(686). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00686>
- Inglis, E. C., Iannetta, D., & Murias, J. M. (2017). The plateau in the NIRS-derived [HHb] signal near the end of a ramp incremental test does not indicate the upper limit of O₂ extraction in the vastus lateralis. *American Journal of Physiology Regulatory, Integrative and Comparative Pysiology*, 313(6), R723–R729.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220192>
- Ippersiel, P., Preuss, R., Fillion, A., Jean-Louis, J., Woodrow, R., Zhang, Q., & Robbins, S. M. (2021). Inter-joint coordination and the flexion-relaxation phenomenon among adults with low back pain during bending. *Gait & Posture*, 85, 164–170. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.001>
- Jaafar, H., Rouis, M., Coudrat, L., Gélat, T., Noakes, T. D., & Driss, T. (2015). Influence of affective stimuli on leg power output and associated neuromuscular parameters during repeated high intensity cycling exercises. *PLoS One*, 10(8).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0136330>
- Jarmey, C., & Sharkey, J. (2017). *Atlas conciso de los músculos* (2a. edicio).
- Jiménez Díaz, J. F. (2001). Epidemiología lesional en el ciclismo profesional y papel

de la ecografía en las lesiones por sobrecarga. In J. F. J. Díaz (Ed.), *Promoción del ejercicio físico. Prevención y cuidados de la patología lesional* (pp. 55–61). Junta de Comunidades de Castilla la Mancha.

Jiménez Díaz, J. F. (2002). Rodilla del ciclista: dolor de origen biomecánico. *Revista de Traumatología Del Deporte*, *1*, 58–60.

Juker, D., McGill, S., & Kropf, P. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, *14*(4), 428–438.
<https://doi.org/10.1123/jab.14.4.428>

Katzman, W. B., Wanek, L., Shepherd, J. A., & Sellmeyer, D. E. (2010). Age-related hyperkyphosis: Its causes, consequences, and management. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *40*(6), 352–360.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3099>

Keller, T. S., Colloca, C. J., Harrison, D. E., Harrison, D. D., & Janik, T. J. (2005). Influence of spine morphology on intervertebral disc load and stresses in asymptomatic adults: Implications for the ideal spine. *The Spine Journal*, *5*(3), 297–309. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.10.050>

Keorochana, G., Taghavi, C. E., Lee, K. B., Yoo, J. H., Liao, J., Fei, Z., & Wang, J. C. (2011). Effect of sagittal alignment on kinematic changes and degree of disc degeneration in the lumbar spine: An analysis using positional MRI. *Spine*, *36*(11), 888–893. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181f4d212>

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, *36*(3), 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Kirby, R., & Roberts, J. A. (1985). *Introductory biomechanics*. Mouvement Publications.

Kleinpaul, J. F., Mann, L., dos Reis, D. C., Carpes, F. P., & Pereira Moro, A. R. (2012). Efeito da altura do selim na cinemática da lombar de ciclistas. *Motriz: Revista de Educação Física*, *18*(4), 783–794. <https://doi.org/10.1590/S1980-65742012000400016>

Klich, S., Ficek, K., Krymski, I., Klimek, A., Kawczyński, A., Madeleine, P., &

- Fernández-de-las-Peñas, C. (2020). Quadriceps and patellar tendon thickness and stiffness in elite track cyclists: an ultrasonographic and myotonometric evaluation. *Frontiers in Physiology, 11*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.607208>
- Kochanowicz, A., Niespodziński, B., Marina, M., Mieszkowski, J., Biskup, L., & Kochanowicz, K. (2018). Relationship between postural control and muscle activity during a handstand in young and adult gymnasts. *Human Movement Science, 58*, 195–204. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.007>
- Kolehmainen, I., Harms-Ringdahl, K., & Lanshammart, H. (1989). Cervical positions and load moments during bicycling with different handlebar positions. *Clinical Biomechanics, 4*(2), 105–110. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90047-8](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90047-8)
- Kronisch, R. L. (1998). How to fit a mountain bike. *The Physician and Sportsmedicine, 26*(3), 71–72. <https://doi.org/10.3810/psm.1998.03.834>
- Kulund, D. K. (1990). *Lesiones del Deportista* (Salvat Editores SA (ed.)).
- Kunugi, S., Masunari, A., Koumura, T., Fujimoto, A., Yoshida, N., & Miyakawa, S. (2018). Altered lower limb kinematics and muscle activities in soccer players with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport, 34*, 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.08.003>
- Kuo, A. D., & Zajac, F. E. (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Progress in Brain Research, 97*, 349–358. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(08\)62294-3](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(08)62294-3)
- Kuo, C. S., Hu, H. T., Lin, R. M., Huang, K. Y., Lin, P. C., Zhong, Z. C., & Hseih, M. L. (2010). Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure--a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders, 11*(151), 151–164. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-151>
- Larsen, A. S., Larsen, F. G., Sørensen, F. F., Hedegaard, M., Støttrup, N., Hansen, E. A., & Madeleine, P. (2018). The effect of saddle nose width and cutout on saddle pressure distribution and perceived discomfort in women during ergometer cycling. *Applied Ergonomics, 70*, 175–181. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.03.002>
- Laudner, K. G., Wong, R., & Meister, K. (2018). The influence of lumbopelvic control on shoulder and elbow kinetics in elite baseball pitchers. *Journal of Shoulder and*

- Elbow Surgery*, 28(2), 330–334. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.015>
- Laza-Cagigas, R., Goss-Sampson, M., Larumbe-Zabala, E., Termkolli, L., & Naclerio, F. (2018). Validity and reliability of a novel optoelectronic device to measure movement velocity, force and power during the back squat exercise. *Journal of Sports Science*, 37(7), 795–802. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1527673>
- Lebec, M. T., Cook, K., & Baumgartel, D. (2014). Overuse injuries associated with mountain biking: Is single-speed riding a predisposing factor? *Sports*, 2(1), 1–13. <https://doi.org/10.3390/sports2010001>
- Li, L. (2004). Neuromuscular control and coordination during cycling. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 75(1), 16–22. <https://doi.org/10.1080/02701367.2004.10609129>
- Liaghat, B., Juul-Kristensen, B., Frydendal, T., Marie Larsen, C., Søgaaard, K., & Ilkka Tapio Salo, A. (2018). Competitive swimmers with hypermobility have strength and fatigue deficits in shoulder medial rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 39, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.003>
- Lima da Silva, J. C., Ekblom, M. M., Tarassova, O., Andersson, E., Rönquist, G., Grundström, H., Arndt, A., Silva, J. C., Ekblom, M. M., Tarassova, O., Andersson, E., Rönquist, G., Grundström, H., & Arndt, A. (2018). Effect of increasing workload on knee extensor and flexor muscular activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. *PLoS One*, 13(8), e0201014. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014>
- Lima da Silva, J. C., Tarassova, O., Ekblom, M. M., Andersson, E., Rönquist, G., Arndt, A., Silva, J. C., Tarassova, O., Ekblom, M. M., Andersson, E., Rönquist, G., & Arndt, A. (2016). Quadriceps and hamstring muscle activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, 116(9), 1807–1817. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3428-5>
- Liu, T., Khalaf, K., Adeeb, S., & El-Rich, M. (2019). Effects of lumbo-pelvic rhythm on trunk muscle forces and disc loads during forward flexion: A combined musculoskeletal and finite element simulation study. *Journal of Biomechanics*, 82, 116–123. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.009>
- Llanos, L. F., & Martín, C. (1998). Anatomía funcional y biomecánica del raquis

- lumbar. In E. Cáceres & R. Sanmartí (Eds.), *Lumbalgia y lumbociatalgia* (pp. 1–21). MASSON.
- López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2010). Influence of hamstring muscle extensibility on spinal curvatures in young athletes. *Science & Sports*, 25(4), 188–193. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2009.10.004>
- López-Miñarro, P. A., Alacid, F., & Rodríguez García, P. L. (2010). Comparison of sagittal spinal curvatures and hamstring muscle extensibility among young elite paddlers and non-athletes. *International SportMed Journal*, 11(2), 301–312.
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., & Alacid, F. (2010). Sagittal spinal curvatures and pelvic tilt in elite young kayakers. *Medicina Dello Sport*, 63(4), 509–519.
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., & Alacid, F. (2011). Sagittal spinal and pelvic postures of highly-trained young canoeists. *Journal of Human Kinetics*, 29(1), 41–48. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0038-5>
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., Alacid, F., & Vaquero, R. (2014). Influence of hamstring extensibility on spinal and pelvic postures in highly trained athletes. In *Posture: Types, Exercises and Health Effects* (Vol. 29, Issue 1, pp. 81–93).
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., Belmonte, F., & Alacid, F. (2012). Acute effects of hamstring stretching on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt. *Journal of Human Kinetics*, 31, 69–78. <https://doi.org/10.2478/v10078-012-0007-7>
- Louis, J., Hausswirth, C., Easthope, C., & Brisswalter, J. (2012). Strength training improves cycling efficiency in master endurance athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 112(2), 631–640. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2013-1>
- Lu, D., Le, P., Davidson, B., Zhou, B. H., Lu, Y., Patel, V., & Solomonow, M. (2008). Frequency of cyclic lumbar loading is a risk factor for cumulative trauma disorder. *Muscle & Nerve*, 38(1), 867–874. <https://doi.org/10.1002/mus.21019>
- Lucía, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1361–1366. <https://doi.org/10.1097/00005768-200108000-00018>
- Lucía, A., Hoyos, J., Santallo, A., Earnest, C. P., & Chicharro, J. L. (2003). Giro, Tour, and Vuelta in the same season. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 457–459. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.5.457>

- Lukes, R. A., Chin, S. B., & Haake, S. J. (2005). The understanding and development of cycling aerodynamics. *Sports Engineering*, 8(2), 59–74.
<https://doi.org/10.1007/BF02844004>
- Mac-Thiong, J. M., Berthonnaud, E., Dimarm, J. R., Betz, R. R., & Labelle, H. (2004). Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Lippincott Williams & Wilkins*, 29(15), 1642–1647. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000132312.78469.7b>
- Macintosh, B. R., Neptune, R. R., & Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(7), 1281–1287. <https://doi.org/10.1097/00005768-200007000-00015>
- Mackey, S., Barnes, J., Pike, K., & De Carvalho, D. (2021). The relation between the flexion relaxation phenomenon onset angle and lumbar spine muscle reflex onset time in response to 30 min of slumped sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 58, 102545. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2021.102545>
- Maher, C. G., Sherrington, C., Herbert, R. D., Moseley, A. M., & Elkins, M. (2003). Reliability of the pedro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Physical Therapy*, 83(8), 713–721. <https://doi.org/10.1093/PTJ/83.8.713>
- Maier, T., Müller, B., Allemann, R., Steiner, T., & Wehrlin, J. P. (2019). Influence of wheel rim width on rolling resistance and off-road speed in cross-country mountain biking. *Journal of Sports Sciences*, 37(7), 833–838.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1530057>
- Maier, T., Müller, B., Schmid, L., Steiner, T., & Wehrlin, J. P. (2018). Reliability of the virtual elevation method to evaluate rolling resistance of different mountain bike cross-country tyres. *Journal of Sports Sciences*, 36(2), 156–161.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1287935>
- Marina, M., Torrado, P., Busquets, A., Ríos, J. G., & Angulo-Barroso, R. (2013). Comparison of an intermittent and continuous forearm muscles fatigue protocol with motorcycle riders and control group. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 83–94. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.008>
- Marsden, M., & Schweltnus, M. (2010). Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology pathomechanics and risk factors. *International SportMed Journal*, 11(1), 216–225.

- Martini, F. H., Tallitsch, R. B., Timmons, M. J., & Pearson, M. (2017). *Anatomía humana* (9^a ed.).
- Martland, R., Mondelli, V., Gaughran, F., & Stubbs, B. (2019). Can high-intensity interval training improve physical and mental health outcomes? A meta-review of 33 systematic reviews across the lifespan. *Journal of Sports Science*, 38(4), 1–40. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1706829>
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts: Medicina de L'esport*, 45(166), 127–136.
- Mastaglia, F. L. (2012). The relationship between muscle pain and fatigue. *Neuromuscular Disorders*, 22, S178–S180. <https://doi.org/10.1016/j.nmd.2012.10.003>
- McCulloch, R. S. (2018). Influence of lateral pedal translation on muscle recruitment and kinematics in cyclists. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 16(2), 62–67. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2018.06.002>
- McEvoy, M., Wilkie, K., & Williams, M. (2007). Anterior pelvic tilt in elite cyclist - A comparative matched pairs study. *Physical Therapy in Sport*, 8(1), 22–29. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.09.022>
- Mejia, E. A., Hennrikus, W. L., Schwend, R. M., & Emans, J. B. (1996). A prospective evaluation of idiopathic left thoracic scoliosis with magnetic resonance imaging. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 16(3), 354–358. <https://doi.org/10.1097/00004694-199605000-00012>
- Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., & Lacouture, P. (2020). Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling. *Sports Biomechanics*, 19(2), 245–257. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1466906>
- Micalos, P. S., Marino, F. E., & Kay, D. (2004). Reduced muscle pain intensity rating during repeated cycling trails. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3(2), 70–75.
- Ministerio de Cultura y Deporte. (2021). Encuesta de Hábitos deportivos 2020. *Ministerio de Cultura y Deporte*.
- Minoonejad, H., Karimizadeh Ardakani, M., Rajabi, R., Wikstrom, E. A., &

- Sharifnezhad, A. (2018). Hop stabilization training improves neuromuscular control in collegiate basketball players with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(6), 576–583.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0103>
- Miralles, R. C., & Puig, M. (1998). Columna vertebral. In R. C. Miralles (Ed.), *Biomecánica clínica del aparato locomotor* (pp. 171–198). Masson.
- Morris, B., & Mellion, M. D. (2000). Ciclismo. In B. Morris (Ed.), *Secretos de la medicina del deporte* (pp. 567–574). Mc Graw Hill.
- Murray, M., Lange, B., Chreiteh, S. S., Olsen, H. B., Nørnberg, B. R., Boyle, E., Sjøgaard, K., & Sjøgaard, G. (2016). Neck and shoulder muscle activity and posture among helicopter pilots and crew-members during military helicopter flight. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 27, 10–17.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.12.009>
- Muyor, J. M. (2015). The influence of handlebar-hands position on spinal posture in professional cyclists. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(1), 167–172. <https://doi.org/10.3233/BMR-140506>
- Muyor, J. M., Alacid, F., & López-Miñarro, P. A. (2011a). Spinal posture of thoracic and lumbar spine in master 40 cyclists. *International Journal of Morphology*, 29(3), 727–732. <https://doi.org/10.4067/s0717-95022011000300011>
- Muyor, J. M., Alacid, F., & López-Miñarro, P. A. (2011b). Valoración del morfotipo raquídeo en el plano sagital en ciclistas de categoría máster 40. *International Journal Morphology*, 29(3), 727–732. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022011000300011>
- Muyor, J. M., Alacid, F., & López-Miñarro, P. A. (2011c). Influence of hamstring muscles extensibility on spinal curvatures and pelvic tilt in highly trained cyclists. *Journal of Human Kinetics*, 29(1), 15–23. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0035-8>
- Muyor, J. M., Alacid, F., López-Miñarro, P. A., & Casimiro, A. J. (2012). Evolution of spinal morphology and pelvic tilt in cyclists of different ages. A cross sectional study. *International Journal of Morphology*, 30(1), 199–204.
<https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000100036>

- Muyor, J. M., Alacid, F., Rodríguez García, P. L., & López-Miñarro, P. A. (2012). Influencia de la extensibilidad isquiosural en la morfología sagital del raquis e inclinación pélvica en deportistas. *International Journal Morphology*, 30(1), 176–181. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022012000100031>
- Muyor, J. M., Arrabal-Campos, F. M., Martínez-Aparicio, C., Sánchez-Crespo, A., & Villa-Pérez, M. (2017). Test-retest reliability and validity of a motion capture (MOCAP) system for measuring thoracic and lumbar spinal curvatures and sacral inclination in the sagittal plane. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(6), 1319–1325. <https://doi.org/10.3233/BMR-169750>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2011a). A comparison of the thoracic spine in the sagittal plane between elite cyclists and non-athlete subjects. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(3), 129–135. <https://doi.org/10.3233/BMR-2011-0286>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2011b). Comparación de la disposición sagital del raquis lumbar entre ciclistas élite y sedentarios. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 7(6), 37–43. <https://doi.org/10.12800/ccd.v6i16.29>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2011c). Spinal posture of thoracic and lumbar spine and pelvic tilt in highly trained cyclists. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(2), 355–361.
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2012). Valoración del raquis torácico, lumbar e inclinación pélvica en ciclistas de categoría élite y máster 30. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 108(2), 17–25. <https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2013a). Comparison of sagittal lumbar curvature between elite cyclists and non-athletes. *Science and Sports*, 28(6), e167–e173. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2013.04.003>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2013b). The relationship between hamstring muscle extensibility and spinal postures varies with the degree of knee extension. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6), 678–686. <https://doi.org/10.1123/jab.29.6.678>
- Muyor, J. M., Lopez-Miñarro, P. A., Alacid, F., & Vaquero-Cristobal, R. (2014). Spinal

- posture in cycling. In S. A. Curran (Ed.), *Posture: Types, Exercises and Health Effects* (pp. 95–104). Nova Science Publishers, Inc.
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Casimiro, A. J. (2012). Effect of stretching program in an industrial workplace on hamstring flexibility and sagittal spinal posture of adult women workers: a randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *25*(3), 161–169. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-0323>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., Casimiro, A. J., & Alacid, F. (2012). Sagittal spinal curvatures and pelvic tilt in cyclists: A comparison between two master cyclist categories. *International Sport Medicine Journal*, *13*(3), 122–132.
- Muyor, J. M., Martín-Fuentes, I., Rodríguez-Ridao, D., & Antequera-Vique, J. A. (2020). Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. *PLOS ONE*, *15*(4), e0230841. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841>
- Muyor, J. M., Rodríguez-Ridao, D., Martín-Fuentes, I., & Antequera-Vique, J. A. (2019). Evaluation and comparison of electromyographic activity in bench press with feet on the ground and active hip flexion. *PLOS ONE*, *14*(6), e0218209. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0218209>
- Muyor, J. M., & Zabala, M. (2016). Road cycling and mountain biking produces adaptations on the spine and hamstring extensibility. *International Journal of Sports Medicine*, *37*(1), 43–49. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1555861>
- Nairn, B. C., Chisholm, S. R., & Drake, J. D. (2013). What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Manual Therapy*, *18*(6), 498–505. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.03.003>
- Nakano, N., Fukashiro, S., & Yoshioka, S. (2018). The effect of increased shooting distance on energy flow in basketball jump shot. *Sports Biomechanics*, *19*(3), 366–381. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1480728>
- Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1995). Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *Journal of Biomechanics*, *28*(4), 423–437. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00080-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00080-N)

- Ng, J. K., Richardson, C. A., Parnianpour, M., & Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 112–121. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00067-5](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00067-5)
- Ngo, V., Richards, H., & Kondric, M. (2017). A multidisciplinary investigation of the effects of competitive state anxiety on serve kinematics in table tennis. *Journal of Human Kinetics*, 55, 83–95. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0008>
- Nikfarjam, M., Heshmat, R., Gharibzadeh, S., Ostovar, A., Maleki, V., Moludi, J., Nabipour, I., Shafiee, G., & Larijani, B. (2021). The association between muscle indicators and bone mass density and related risk factors in the diabetic elderly population: Bushehr Elderly Health (BEH) Program. *Journal of Diabetes & Metabolic Disorders*, 20(2), 1429–1438. <https://doi.org/10.1007/s40200-021-00881-5>
- Nishiwaki, Y., Kikuchi, Y., Araya, K., Okamoto, M., Miyaguchi, S., Yoshioka, N., Shimada, N., Nakashima, H., Uemura, T., Omae, K., & Takebayashi, T. (2007). Association of thoracic kyphosis with subjective poor health, functional activity and blood pressure in the community-dwelling elderly. *Environmental Health and Preventive Medicine*, 12(6), 246–250. <https://doi.org/10.1007/BF02898031>
- Nordengen, S., Ruther, D. R., Riiser, A., Andersen, L. B., & Solbraa, A. (2019). Correlates of commuter cycling in three norwegian counties. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(22), 4372. <https://doi.org/10.3390/ijerph16224372>
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Chen, D., Booth, R., Carlsen, C., & Schultz, A. (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine*, 31(17), 2009–2016. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000228845.27561.e0>
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S., & O'Sullivan, K. J. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine*, 31(19), E707–E712. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000234735.98075.50>
- Ogurkowska, M. B. (2007). Pathological change of intervertebral disc of the

- lumbosacral spine of competitive rowers. *Biology of Sport*, 24(4), 375–388.
- Oja, P., Titze, S., Bauman, A., De Geus, B., Krenn, P., Reger-Nash, B., & Kohlberger, T. (2011). Health benefits of cycling: a systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(4), 496–509. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01299.x>
- Olson, M., Solomonow, M., & Li, L. (2006). Flexion–relaxation response to gravity. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2545–2554. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.009>
- Özgünen, K. T., Çelik, U., & Kurdak, S. S. (2010). Determination of an optimal threshold value for muscle activity detection in EMG analysis. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(4), 620–628.
- Page, M. J., McKenzie, J. E., Bossuyt, P. M., Boutron, I., Hoffmann, T. C., Mulrow, C. D., Shamseer, L., Tetzlaff, J. M., Akl, E. A., Brennan, S. E., Chou, R., Glanville, J., Grimshaw, J. M., Hróbjartsson, A., Lalu, M. M., Li, T., Loder, E. W., Mayo-Wilson, E., McDonald, S., ... Moher, D. (2021). The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *Plos Medicine*, 18(3), e1003583. <https://doi.org/10.1016/j.rec.2021.07.010>
- Park, S., & Yoo, W. (2013). Selective activation of the latissimus dorsi and the inferior fibers of trapezius at various shoulder angles during isometric pull-down exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1350–1355. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.08.006>
- Pataro, S. M. S., & Fernandes, R. C. P. (2014). Heavy physical work and low back pain: the reality in urban cleaning. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, 17(1), 17–30. <https://doi.org/10.1590/1809-4503201400010003ENG>
- Penha, P. J., Amado, S. M., Aparecida, R., Junichiro, C., & Caielli, D. (2005). Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics*, 60(1), 9–16. <https://doi.org/10.1590/s1807-59322005000100004>
- Penha, P. J., Casarotto, R. A., Sacco, I. C. N., Marques, A. P., & João, S. M. A. (2008). Qualitative postural analysis among boys and girls of seven to ten years of age. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 15(5), 386–391. <https://doi.org/10.1080/17482631.2020.1857044>

- Peveler, W. W., Shew, B., Johnson, S., & Palmer, T. G. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3004–3009. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318243fdcb>
- Polga, D., Beaubien, B., Kallemeier, P., Schellhas, K., Lew, W., Buttermann, G., & Wood, K. (2004). Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine*, 29(12), 1320–1324. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000127179.13271.78>
- Pommering, T. L., Manos, D. C., Singichetti, B., Brown, C. R., & Yang, J. (2017). Injuries and illnesses occurring on a recreational bicycle tour: the great ohio bicycle adventure. *Wilderness and Environmental Medicine*, 28(4), 299–306. <https://doi.org/10.1016/j.wem.2017.06.002>
- Poussa, M. S., Heliövaara, M. M., Seitsamo, J. T., Könönen, M. H., Hurmerinta, K. A., & Nissinen, M. J. (2005). Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. *European Spine Journal*, 14(8), 738–742. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0701-9>
- Priego Quesada, J. I., Kerr, Z. Y., Bertucci, W. M., & Carpes, F. P. (2019). A retrospective international study on factors associated with injury, discomfort and pain perception among cyclists. *Plos One*, 14(1), e0211197. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211197>
- Priego Quesada, J. I., Pérez-Soriano, P., Lucas-Cuevas, A. G., Salvador, R., & Cibrián, R. M. (2017). Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1459–1465. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215496>
- Rajabi, R., Doherty, P., Goodarzi, M., & Hemayattalab, R. (2008). Comparison of thoracic kyphosis in two groups of elite Greco-Roman and free style wrestlers and a group of non-athletic subjects. *British Journal of Sports Medicine*, 42(3), 229–232. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033639>
- Rajabi, R., Freemont, A., & Doherty, P. (2000). The investigation of cycling position on thoracic spine. A novel method of measuring thoracic kyphosis in the standing position. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 1(1), 142.

- Rannama, I., Pedak, K., Bazanov, B., & Port, K. (2017). Cycling specific postural stability during incremental exercise: The relationship with cyclists functional movement screen score. *Journal of Human Sport and Exercise*, *12*(1), 83–95. <https://doi.org/10.14198/jhse.2017.121.07>
- Rasmussen, M. G., Grøntved, A., Blond, K., Kim Overvad, K., Tjønneland, A., Jensen, M. K., & Østergaard, L. (2016). Associations between recreational and commuter cycling, changes in cycling, and type 2 diabetes risk: A cohort study of danish men and women. *Plos Medicine*, *13*(7), e1002076. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1002076>
- Raymond, C. H., Joseph, K. F., & Gabriel, Y. F. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, *6*(2), 89–96. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.02.004>
- Ražanskas, P., Verikas, A., Olsson, C., & Viberg, P. A. (2015). Predicting blood lactate concentration and oxygen uptake from sEMG data during fatiguing cycling exercise. *Sensors*, *15*(8), 20480–20500. <https://doi.org/10.3390/s150820480>
- Reiner, M., Niermann, C., Jekauc, D., & Woll, A. (2013). Long-term health benefits of physical activity - a systematic review of longitudinal studies. *BMC Public Health*, *13*, 813. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-13-813>
- Rodríguez-Ridao, D., Antequera-Vique, J. A., Martín-Fuentes, I., & Muyor, J. M. (2020). Effect of five bench inclinations on the electromyographic activity of the pectoralis major, anterior deltoid, and triceps brachii during the bench press exercise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(19), 7339. <https://doi.org/10.3390/ijerph17197339>
- Rodríguez Iniesta, M. (2015). *Valoración del plano sagital de la columna vertebral y la extensibilidad de la musculatura isquiosural en gimnastas de trampolín*. Murcia.
- Rønnestad, B. R., Hansen, J., Hollan, I., & Ellefsen, S. (2015). Strength training improves performance and pedaling characteristics in elite cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(1), e89–e98. <https://doi.org/10.1111/sms.12257>
- Rønnestad, B. R., Hansen, J., & Nygaard, H. (2017). 10 weeks of heavy strength training improves performance-related measurements in elite cyclists. *Journal of*

Sports Sciences, 35(14), 1435–1441.

<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215499>

Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 866–878.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.008>

Runciman, P., Derman, W., Ferreira, S., Albertus-Kajee, Y., & Tucker, R. (2015). A descriptive comparison of sprint cycling performance and neuromuscular characteristics in able-bodied athletes and paralympic athletes with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(1), 28–37.

<https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000136>

Rutkowska-Kucharska, A., Szpala, A., Jaroszczuk, S., & Sobera, M. (2018). Muscle coactivation during stability exercises in rhythmic gymnastics: A two-case study. *Applied Bionics and Biomechanics*, 1, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2018/8260402>

Ryan, M. M., & Gregor, R. J. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(2), 69–80. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-E](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-E)

Sainz de Baranda, P., Cejudo, A., Moreno-Alcaraz, V. J., Martinez-Romero, M. T., Aparicio-Sarmiento, A., & Santonja-Medina, F. (2020). Sagittal spinal morphotype assessment in 8 to 15 years old Inline Hockey players. *PeerJ*, 8, e8229.

<https://doi.org/10.7717/peerj.8229>

Sainz de Baranda, P., Santonja, F., Rodríguez Iniesta, M., Baranda, P., Santonja, F., & Rodríguez Iniesta, M. (2009). Valoración de la disposición sagital del raquis en gimnastas especialistas en trampolín. *Revista Internacional de Ciencias Del Deporte*, 5(16), 21–33. <https://doi.org/10.5232/ricyde2009.016.02>

Saito, A., Goda, M., Yamagishi, T., & Kawakami, Y. (2018). Riding posture affects quadriceps femoris oxygenation during an incremental cycle exercise in cycle-based athletes. *Physiological Reports*, 6(16), e13832.

<https://doi.org/10.14814/phy2.13832>

Salai, M., Brosh, T., Blankstein, A., Oran, A., & Chechik, A. (1999). Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 33(6), 398–400.

<https://doi.org/10.1136/bjism.33.6.398>

- Santonja, F. (1996). Las desviaciones sagitales del raquis y su relación con la práctica deportiva. In V. Ferrer, L. Martínez, & F. Santonja (Eds.), *Escolar: Medicina y Deporte* (pp. 251–268). Diputación Provincial de Albacete.
- Santonja, F., Ferrer, V., & Martínez González-Moro, I. (1995). Exploración clínica del síndrome de isquiosurales cortos. *Selección*, 4(2), 81–91.
- Santonja, F., & Martínez Herrada, J. (1992). Clínica y exploración de las alteraciones axiales del raquis y pelvis. In V. Ferrer, L. Martínez, & F. Santonja (Eds.), *Escolar: Medicina y Deporte* (pp. 207–221).
- Santonja, F., & Pastor, A. (2000). Cifosis y lordosis. In J. M. Arribas (Ed.), *Cirugía menor y procedimientos en medicina de familia* (pp. 783–792).
- Santonja, F., Pastor, A., & Serna, L. (2000). Valoración radiográfica de las desalineaciones sagitales del raquis. *Ortopedia*, 9(4), 216–229.
- Santos, R. A., Peduti, M. A., Silva-Cavalcante, M. D., Correia-Oliveira, C. R., Bertuzzi, R., Bishop, D. J., & Lima-Silva, A. E. (2013). Caffeine alters anaerobic distribution and pacing during a 4000-m cycling time trial. *PLoS One*, 8(9), e75399. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0075399>
- Sauer, J. L., Potter, J. J., Weisshaar, C. L., Ploeg, H. L., & Thelen, D. G. (2007). Influence of gender, powerm and han position on pelvic motion during seated cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(12), 2204–2211. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181568b66>
- Savelberg, H. H. C. M., Van de Port, I. G. L., & Willems, P. J. B. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 310–324. <https://doi.org/10.1123/jab.19.4.310>
- Sayers, M. G., & Tweddle, A. L. (2012). Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 33(4), 314–319. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1291363>
- Schade, D. (2018). Biomecánica del sillín. In S. S. Cheung & M. Zabala Díaz (Eds.), *La ciencia del ciclismo* (pp. 70–86). Tutor.
- Schulz, S. J., & Gordon, S. J. (2010). Riding position and lumbar spine angle in

- recreational cyclists: A pilot study. *International Journal of Exercise Science*, 3(4), 174–181.
- Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., & Farcy, J. P. (2006). Gravity line analysis in adult volunteers. Age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters and foot position. *Spine*, 31(9), E959–E967.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f>
- Schwarzer, U., Sommer, F., Klotz, T., Cremer, C., & Engelmann, U. (2002). Cycling and penile oxygen pressure: the type of saddle matters. *European Urology*, 41(2), 139–143. [https://doi.org/10.1016/S0302-2838\(01\)00028-8](https://doi.org/10.1016/S0302-2838(01)00028-8)
- Serna, L., Santonja, F., & Pastor, A. (1996). Exploración clínica del plano sagital del raquis. *Ortopedia y Deporte*, 5(2), 88–102.
- Shan, X., Zhang, Y., Zhang, T., Chen, Z., & Wei, Y. (2012). Flexion relaxation of erector spinae response to spinal shrinkage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 370–375. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.12.011>
- Shell, J. R., Robbins, S. M. K., Dixon, P. C., Renaud, P. J., Turcotte, R. A., Wu, T., & Pearsall, D. J. (2017). Skating start propulsion: three-dimensional kinematic analysis of elite male and female ice hockey players. *Sports Biomechanics*, 16(3), 313–324. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1306095>
- Skovereng, K., Aasvold, L. O., & Ettema, G. (2020). On the effect of changing handgrip position on joint specific power and cycling kinematics in recreational and professional cyclists. *Plos One*, 15(8), e0237768.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237768>
- Smathers, A. M., Bemben, M. G., & Bemben, D. A. (2009). Bone density comparisons in male competitive road cyclists and untrained controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(2), 290–296.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318185493e>
- Smith, A., O’Sullivan, P., Straker, L., O’Sullivan, P., & Straker, L. (2008). Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine*, 33(19), 2101–2107.
<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31817ec3b0>
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Banks, A., Freudenberger, C., & Zhou, B. H. (2003).

- Flexion–relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 273–279. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00024-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00024-X)
- Solomonow, M., Hatipkarasulu, S., Zhou, B. H., Baratta, R. V, & Aghazadeh, F. (2003). Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, 28(12), 1235–1248. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000065568.47818.B9>
- Solomonow, M., Zhou, B., Baratta, R. V, & Burger, E. (2003). Biomechanics and electromyography of a cumulative lumbar disorder: Response to static flexion. *Clinical Biomechanics*, 18(10), 883–889. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00173-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00173-6)
- Souchard, P. E. (2016). *Deformaciones morfológicas de la columna vertebral: tratamiento fisioterapéutico en la reeducación postural global*. RPG. Elsevier.
- Spears, L. R., Cummins, N. K., Brenchley, Z., Donohue, C., Turnbull, C., Burton, S., & Macho, G. A. (2003). The effect of saddle design on stresses in the perineum during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(9), 1620–1625. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000084559.35162.73>
- Srinivasan, J., & Balasubramanian, V. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), 260–266. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2006.08.009>
- Stegeman, D., & Hermens, H. J. (2007). Standards for surface electromyography: the European project surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Enschede Roessingh Research and Development*, 1, 108–112.
- Stewart, A. D., & Hannan, J. (2000). Total and regional bone density in male runners cyclists and controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(8), 1373–1377. <https://doi.org/10.1097/00005768-200008000-00003>
- Streisfeld, G. M., Bartoszek, C., Creran, E., Inge, B., McShane, M. D., & Johnston, T. (2016). Relationship between body positioning, muscle activity, and spinal kinematics in cyclists with and without low back pain: a systematic review. *Sports Health*, 9(1), 75–79. <https://doi.org/10.1177/1941738116676260>
- Sullivan, P. Z., Spadola, M., Ozturk, A. K., & Welch, W. C. (2021). Thoracic and lumbar spinal anatomy. In B. C. Cheng (Ed.), *Handbook of Spine Technology*.
- Taylor, J. A., Kao, T. C., Albertsen, P. C., & Shabsigh, R. (2004). Bicycle riding and its

- relationship to the development of erectil dysfunction. *Journal of Urology*, 172(3), 1028–1031. <https://doi.org/10.1097/01.ju.0000136461.84851.4a>
- Taylor, K. S., Richburg, A., Wallis, D., & Bracker, M. (2002). Using an experimental bicycle seat to reduce perineal numbness. *The Physician and Sportsmedicine*, 30(5), 27–44. <https://doi.org/10.3810/psm.2002.05.283>
- Tercedor Sánchez, P. (1995). Higiene postural. Educación de la postura y prevención de las anomalías en el contexto escolar. *Habilidad Motriz: Revista de Ciencias de La Actividad Física y Del Deporte*, 6, 44–49.
- Thompson, C. W., & Floyd, R. T. (1996). *Manual de kinesiología estructural*. Paidotribo.
- Thompson, M. J., & Rivara, F. P. (2001). Bicycle-related injuries. *American Family Physician*, 63(10), 2007–2015.
- Todd, J. A., & Vaccaro, A. R. (2017). *Physical Examination of the Spine*.
- Trofaier, M. L., Schneidinger, C., Marschalek, J., Hanzal, E., & Umek, W. (2016). Pelvic floor symptoms in female cyclists and possible remedies: a narrative review. *International Urogynecology Journal*, 27(4), 513–519. <https://doi.org/10.1007/s00192-015-2803-9>
- Troncoso, L., Troncoso Robles Dri Manfiolete, S., & Toro-Arévalo, S. (2019). Educational processes experienced in the social mechanical bicycle practice. *Retos*, 38(38), 102–108. <https://doi.org/10.47197/retos.v38i38.74280>
- Troyanovich, S. J., Harrison, D. E., & Harrison, D. D. (1998). Structural rehabilitation of the spine and posture: rationale for treatment beyond the resolution of symptoms. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 21(1), 37–50. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9467100>
- Tüzün, C., Yorulmaz, I., Cindas, A., & Vatan, S. (1999). Low back pain and posture. *Clinical Rheumatology*, 18(4), 308–312. <https://doi.org/10.1007/s100670050107>
- Usabiaga, J., Crespo, R., Iza, I., Aramendi, J., Terrados, N., & Poza, J. J. (1997). Adaptation of the lumbar spine to different positions in bicycle racing. *Spine*, 22(17), 1965–1969. <https://doi.org/10.1097/00007632-199709010-00004>
- Valverde, M. (2010a). Anatomofisiología de la columna vertebral. In A. J. Casimiro &

- J. M. Muyor (Eds.), *Columna vertebral, ejercicio físico y salud* (pp. 12–29). INDE.
- Valverde, M. (2010b). Patologías más frecuentes de la columna vertebral. In A. J. Casimiro & J. M. Muyor (Eds.), *Columna vertebral, ejercicio físico y salud*. INDE.
- Van Hoof, W., Volkaerts, K., O’Sullivan, K., Verschueren, S., & Dankaerts, W. (2012). Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls--field study using a wireless posture monitoring system. *Manual Therapy, 17*(4), 312–317.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.012>
- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy in Sport, 80*(6), 564–569. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.6.564>
- Verma, R., Hansen, E. A., de Zee, M., & Madeleine, P. (2016). Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 27*, 78–86.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.02.003>
- Villarroya, A., Nerín, S., Serrano, E., Moros, T., Marco, C., & Rodríguez, L. P. (2001). Estudio comparado del pedaleo con la marcha, en relación a los programas de medicina física y rehabilitación. *Revista Motricidad, 7*, 43–62.
- Vitor-Costa, M., Okuno, N. M., Bortolotti, H., Bertollo, M., Boggio, P. S., Fregni, F., & Altimari, L. R. (2015). Improving cycling performance: Transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling. *PLoS One, 10*(12), e0144916.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144916>
- Wadsworth, D. J. S., & Weinrauch, P. (2019). The role of a bike fit in cyclists with hip pain. A clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy, 14*(3), 468–486. <https://doi.org/10.26603/ijsp20190468>
- Wang, L., Shao, Q., Ma, G., Gong, M. I., Niu, W., & Qiu, J. (2020). Pedaling performance changing of elite cyclists is mainly determined by the fatigue of hamstring and vastus muscles during repeated sprint cycling exercise. *BioMed Research International, 7294820*. <https://doi.org/10.1155/2020/7294820>
- Wang, L., Wang, Y., Ma, A., Ma, G., Ye, Y., Li, R., & Lu, T. (2018). A comparative study of emg indices in muscle fatigue evaluation based on grey relational analysis

- during all-out cycling exercise. *BioMed Research International*, 2018, 9341215.
<https://doi.org/10.1155/2018/9341215>
- Wang, Y., Song, Z. B., Deng, X. R., Zhang, X. H., & Zhang, Z. L. (2021). Risk factors associated with osteoporosis and fracture in psoriatic arthritis. *Chinese Medical Journal*, 134(21), 2564–2572. <https://doi.org/10.1097/CM9.0000000000001810>
- Wąsik, J., Ortenburger, D., Góra, T., Shan, G., Mosler, D., Wodarski, P., & Michnik, R. A. (2018). The influence of gender, dominant lower limb and type of target on the velocity of taekwon-do front kick. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(2), 133–138. <https://doi.org/10.5277/ABB-01085-2018-02>
- Watanabe, K., Nunome, H., Inoue, K., Iga, T., & Akima, H. (2020). Electromyographic analysis of hip adductor muscles in soccer instep and side-foot kicking. *Sports Biomechanics*, 19(3), 295–306. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1499800>
- Weavil, J. C., Sidhu, S. K., Mangum, T. S., Richardson, R. S., & Amann, M. (2016). Fatigue diminishes motoneuronal excitability during cycling exercise. *Journal of Neurophysiology*, 116(4), 1743–1751. <https://doi.org/10.1152/jn.00300.2016h>
- Weston, S. B., & Gabbett, T. J. (2001). Reproducibility of ventilation of thresholds in trained cyclists during ramp cycle exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(3), 357–366. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(01\)80044-X](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(01)80044-X)
- Widhe, T. (2001). Spine: posture, mobility and pain. A longitudinal study from childhood to adolescence. *European Spine Journal*, 10(2), 118–123.
<https://doi.org/10.1007/s005860000230>
- Wilber, C. A., Holland, G. J., Madison, R. E., & Loy, S. F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 16(3), 201–206. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972992>
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755–762. <https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>
- Wilke, J., Macchi, V., De Caro, R., & Stecco, C. (2019). Fascia thickness, aging and flexibility: is there an association? *Journal of Anatomy*, 234(1), 43–49.
<https://doi.org/10.1111/joa.12902>
- Wilkinson, R. D., & Kram, R. (2021). Nose-down saddle tilt improves gross efficiency

- during seated-uphill cycling. *European Journal of Applied Physiology*.
<https://doi.org/10.1007/s00421-021-04841-y>
- Wingfield, G., Marino, F., & Skein, M. (2018). The influence of knowledge of performance endpoint on pacing strategies, perception of effort, and neural activity during 30-km cycling time trials. *Physiological Reports*, 6(21), e13892.
<https://doi.org/10.14814/phy2.13892>
- Wojtys, E. M., Ashton-Miller, J. A., Huston, L. J., & Moga, P. J. (2000). The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. *American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 490–498.
<https://doi.org/10.1177/03635465000280040801>
- Wong, K. C., Lee, R. Y., & Yeung, S. S. (2009). The association between back pain and trunk posture of workers in a special school for the severe handicaps. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 43. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-43>
- Workman, J. C., Docherty, D., Parfrey, K. C., & Behm, D. G. (2008). Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(5), 1563–1569. <https://doi.org/doi:10.1519/JSC.0b013e3181739981>
- Youdas, J. W., Guck, B. R., Hebrink, R. C., Rugotzke, J. D., Madson, T. J., & Hollman, J. H. (2008). An electromyographic analysis of the Ab-Slide exercise, abdominal crunch, supine double leg thrust, and side bridge in healthy young adults: implications for rehabilitation professionals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1939–1946. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818745bf>
- Zamiri, S., Shaterzadeh Yazdi, M. S., Mehravar, M., Takamjani, I. E., Ahmadi, A., & Maroufi, N. (2017). The relationship between prolonged sitting position and adaptive alterations in lumbar spine and pelvic range of motion in cyclists with chronic low back pain. *World Family Medicine Journal/Middle East Journal of Family Medicine*, 15(10), 23–27. <https://doi.org/10.5742/mewfm.2017.93132>
- Zappalá, M., Lightbourne, S., & Heneghan, N. R. (2021). The relationship between thoracic kyphosis and age, and normative values across age groups: a systematic review of healthy adults. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16(1), 447. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02592-2>

