

# JOSÉ ANTONIO SALAS MONTORO

DIRECTOR | MIKEL ZABALA DÍAZ

---

Programa de Doctorado en Biomedicina  
Departamento de Educación Física y Deportiva  
Facultad de Ciencias del Deporte  
Universidad de Granada

---



---

## APNEA:

UNA ALTERNATIVA A LA HIPOXIA PARA  
MEJORAR EL RENDIMIENTO EN CICLISMO

---

TESIS DOCTORAL

Granada, 2023

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales  
Autor: José Antonio Salas Montoro  
ISBN: 978-84-1195-034-3  
URI: <https://hdl.handle.net/10481/84687>

El doctorando D. **José Antonio Salas Montoro** ha realizado la presente tesis doctoral como beneficiario de un contrato predoctoral para la Formación de Profesorado Universitario (FPU) del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades –actualmente, Ministerio de Universidades, con referencia FPU17/04742, por la resolución de 31 de agosto de 2018, de la Secretaria de Estado de Universidades, Investigación, Desarrollo e Innovación.

Esta tesis doctoral se ha realizado entre los años 2017 y 2022 como miembro del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada, en la Facultad de Ciencias del Deporte, formando parte del grupo de investigación HUM-1063: Rendimiento Deportivo y Ciclismo (RDYC).





# UNIVERSIDAD DE GRANADA

Dr. **MIKEL ZABALA DÍAZ**, profesor titular del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada.

## **CERTIFICA**

Que la memoria realizada por **José Antonio Salas Montoro** para aspirar al Grado de Doctor, titulada “**Apnea: Una alternativa a la hipoxia para mejorar el rendimiento en ciclismo**”, reúne los requisitos necesarios para su presentación y valoración por parte de la Comisión de evaluación.

Dr. Mikel Zabala Díaz

Director y tutor

Granada, 23 de junio de 2023





# UNIVERSIDAD DE GRANADA

## **Título de la tesis doctoral**

Apnea: Una alternativa a la hipoxia para mejorar el rendimiento en ciclismo

## **Doctorando**

José Antonio Salas Montoro

## **Director de tesis**

Mikel Zabala Díaz

Granada, 11 de septiembre de 2023



*“Para desarmar el discurso tramposo  
hay que empezar por no ser un tramposo”*

Julio Anguita



# Agradecimientos

Pese a ser el autor de esta tesis doctoral, que es el resultado del trabajo realizado durante los últimos casi cinco años, existe un amplio número de personas que, de un modo u otro, ya sea de forma directa o indirecta, me han apoyado o han colaborado conmigo y merecen un pequeño reconocimiento por su aportación.

Quiero destacar, por encima del resto, a toda mi familia. En primer lugar, a mis padres, porque a lo largo de mi vida, me han apoyado en todas las decisiones que he tomado, incluso cuando algunas de ellas podían ser extrañas o arriesgadas: a mi madre, por estar ahí siempre que necesitaba algo; a mi padre, que constantemente me incitó a esforzarme y superarme en lo que hacía, pero siempre satisfecho de su hijo, llegara donde llegara. Ojalá hubieras podido estar aquí conmigo en este momento de terminar la tesis, pero, aunque la vida ha sido demasiado cruel al final, estoy seguro de que estarías orgulloso de tu hijo, como siempre me transmitías. Siempre presente en nuestra memoria. A mi mujer, Carol, por facilitarme las cosas no solamente durante la tesis, sino también en los años previos, durante el grado y el máster. A mis peques, Kilian y Sol, por alegrarme mi día y día, incluso en aquellos más complicados. Y, por qué no decirlo, por hacerme valorar mucho más la dificultad de sacar esta tesis adelante. A mis suegros, Bienve y Pepe, pero especialmente a mi suegra, por la ayuda prestada

todos esos días en los que me tuve que ir con el equipo nacional a realizar tomas de datos. Finalmente, al resto de familia: a mi hermana, tíos, primos, abuelos, porque siempre han creído en mí.

A mi director y tutor, Mikel, aunque tras estos años lo considero un compañero y amigo. Gracias por confiar en mí, no solamente duramente la tesis, sino también por las oportunidades que me has brindado, especialmente con la selección nacional. Aunque ojalá pueda vivir muchos más, nunca olvidaré la experiencia que me permitiste experimentar acompañándote como parte del equipo técnico a los Campeonatos del Mundo de *Les Gets* en 2022. Gracias también por otorgarme la libertad que me has dado a lo largo de estos años para tomar aquellas decisiones que consideraba pertinentes y organizarme el trabajo de la forma que más me convenía. Creo haberte correspondido como esperabas. Y, cómo no, gracias por todos esos ratos con la bici, que por algo somos de ciclismo. Esas “bicireuniones” en las que muchas veces hablábamos de la tesis y nos surgían ideas interesantes, mientras que otros días simplemente nos servían para liberar la mente e incluso darnos algunos “palos” –por qué no decirlo, siempre te dejaba ganar, que para eso eras el “jefe”–.

A Manu y Cristóbal, en primer lugar, por permitirme poder realizar la toma de datos con los equipos nacionales. Buena parte del valor que creo que tiene esta tesis radica en la gran cantidad y nivel de todos los participantes evaluados. Además, a Manu le quiero agradecer estar siempre ahí el primero cuando tenía alguna duda en la elaboración de los artículos, haciendo labores casi como si se tratara de un segundo director de tesis. A Cristóbal, porque desde que se vino a Granada, no ha parado de asesorarme y me ha ayudado en todo lo que he necesitado.

Además de Mikel y Cristóbal, a mis compañeros del grupo de investigación “Rendimiento Deportivo y Ciclismo” Jimmy, Jorge y Juanjo. El principio fue duro, especialmente por el hecho de ser el único doctorando, abrir una línea de investigación y no disponer de compañeros con los que colaborar o compartir inquietudes. Sin embargo, la llegada de Juanjo en los últimos meses ha hecho que todo empezara a fluir de otra forma y creo que hemos hecho un buen equipo. Ha sido un orgullo formar parte de la creación de este nuevo grupo de investigación que, de bien seguro, dará muchas alegrías en el futuro por los grandes profesionales que tiene. Ojalá pueda seguir formando parte del mismo durante mucho tiempo.

No puedo olvidarme del anterior grupo de investigación en el que estaba integrado cuando inicié la tesis, “Psicología, Ergonomía y Actividad Física”, especialmente de Dani, Pandelis y Darías, pues me ayudaron en mis primeros pasos. Asimismo, junto a Dani y Pandelis, también me gustaría agradecer a Ángel Correa y José César Perales, pues todos ellos me avalaron en la solicitud de la ayuda FPU, que posteriormente me fue concedida. En caso contrario, difícilmente podría haber realizado esta tesis doctoral.

Mención aparte merecen todos los ciclistas del equipo nacional que participaron en los estudios, pues fueron los que sufrieron en sus propias carnes todas esas exigentes pruebas. Cómo olvidar esa primera sesión de evaluación con el equipo nacional de BMX *racing*, en la que ocho de los diez ciclistas acabaron vomitando. Ese día pensaba que el estudio no prosperaría, pues no estarían dispuestos a repetir las mismas pruebas una segunda vez. Sin embargo, cuál fue mi sorpresa cuando, en la noche previa a la segunda sesión, con la simpatía que les caracterizaba, se preguntaban unos a otros: “¿A qué hora te toca vomitar mañana?”. Fue un placer enorme trabajar con ellos y con el resto de ciclistas, aunque por ser los primeros,

les cogí un aprecio especial. Asimismo, un agradecimiento muy grande a todos esos colaboradores que me ayudaron durante la realización de las pruebas, pues sin ellos, la toma de datos hubiera sido inviable. Por encima del resto, quiero destacar especialmente a Antonio Campos, que se implicó de una forma excepcional y totalmente desinteresada en la organización y coordinación de las pruebas.

Tampoco puedo olvidarme de mis compañeros de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada y del Departamento de Educación Física y Deportiva, pues desde el primer momento me han acogido de una forma fenomenal. No solamente profesores, sino también todo el personal de administración y servicios. Me han tratado como si fuera un profesor más del Departamento y en ningún momento he sentido que alguien me hiciera algún tipo de distinción por el hecho de ser un becario. Igualmente, al alumnado al que he tenido el placer de impartir docencia en las asignaturas de “Fundamentos de los Deportes IV: Ciclismo”, “Perfeccionamiento Deportivo: Ciclismo” y “Especialización Deportiva: Ciclismo”, por el respeto mostrado en todo momento. De hecho, en algunos casos, el trato ha ido más allá de la propia relación alumno-profesor, manteniéndose con el paso de los años.

Finalmente, he de destacar en un lugar muy especial a alguien que es mucho más que un amigo, pues tanto mi mujer, hijos y yo lo consideramos parte de la familia. Apa, gracias por estar ahí siempre que necesitaba algo, por escucharme cuando lo necesitaba y por ayudarme ante diferentes dudas metodológicas que me surgían, además de por esos ratos de desconexión cuando nos juntábamos.

# Contenidos

<b>Resumen</b> .....	27
<b>Abstract</b> .....	31
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN</b> .....	35
<b>1. Motivación y trayectoria previa al estudio</b> .....	35
<b>2. Origen del estudio</b> .....	37
<b>3. Propósitos de la investigación</b> .....	38
<b>CAPÍTULO 2. MARCO CONCEPTUAL</b> .....	39
<b>1. Ciclismo: disciplinas y rendimiento</b> .....	40
1.1. Disciplinas y especialidades ciclistas .....	40
1.2. Determinantes del rendimiento deportivo en ciclismo .....	45
<b>2. El oxígeno: formas de manipular su aporte al organismo como medio para mejorar el rendimiento</b> .....	58
2.1. Hipoxia .....	59
2.2. Hiperoxia.....	72
2.3. Entrenamiento de la musculatura inspiratoria y/o respiratoria .....	75
2.4. Métodos prohibidos: transfusiones sanguíneas y administración de eritropoyetina exógena.....	77
2.5. Hipoxemia e hipercapnia: apnea .....	78

<b>3. La apnea</b> .....	<b>80</b>
3.1. Fases, duración y tipos de apneas.....	82
3.2. Respuestas agudas al contener la respiración.....	85
3.3. Adaptaciones crónicas al entrenamiento de apnea .....	94
3.4. Apneas y rendimiento deportivo .....	99
<b>CAPÍTULO 3. OBJETIVOS</b> .....	<b>105</b>
<b>CAPÍTULO 4. METODOLOGÍA</b> .....	<b>109</b>
<b>1. Criterios de inclusión</b> .....	<b>111</b>
<b>2. Tamaño de las muestras</b> .....	<b>112</b>
<b>3. Medidas</b> .....	<b>113</b>
3.1. Variables de rendimiento deportivo .....	113
3.2. Variables fisiológicas .....	114
3.3. Otras variables.....	114
<b>4. Resumen de la metodología empleada en los cuatro estudios</b> .....	<b>115</b>
<b>CAPÍTULO 5. RESULTADOS</b> .....	<b>117</b>
<b>Estudio 1. Validación de dos dispositivos NIRS para medir hemoglobina en sangre</b> .....	<b>119</b>
<b>1. Introducción</b> .....	<b>120</b>
<b>2. Metodología</b> .....	<b>123</b>
2.1. Participantes.....	123
2.2. Diseño del estudio .....	123
2.3. Medidas .....	124
2.4. Análisis de datos.....	126
2.5. Análisis estadístico .....	127
<b>3. Resultados</b> .....	<b>129</b>
3.1. Diferencias entre instrumentos.....	130
3.2. Reproducibilidad y concordancia entre instrumentos.....	134
3.3. Correlación entre instrumentos y pliegue cutáneo .....	136
<b>4. Discusión</b> .....	<b>137</b>

5. Conclusiones .....	142
6. Aplicaciones prácticas .....	143
<b>Estudio 2. Validación de Humon Hex para detectar el segundo umbral de lactato .....</b>	<b>145</b>
1. Introducción .....	146
2. Metodología .....	149
2.1. Participantes .....	149
2.2. Diseño del estudio .....	150
2.3. Medidas.....	152
2.4. Análisis de datos.....	154
2.5. Análisis estadístico .....	157
3. Resultados .....	158
3.1. Intensidades asociadas a los umbrales .....	158
3.2. Correlación, acuerdo y fiabilidad entre métodos .....	160
4. Discusión.....	164
5. Conclusiones .....	172
6. Aplicaciones prácticas .....	173
<b>Estudio 3. Impacto de las apneas en una prueba de tiempo límite a potencia aeróbica máxima .....</b>	<b>175</b>
1. Introducción .....	176
2. Metodología .....	179
2.1. Participantes .....	179
2.2. Diseño del estudio .....	180
2.3. Medidas.....	182
2.4. Análisis de datos.....	185
2.5. Análisis de estadístico.....	186
3. Resultados .....	188
3.1. Rendimiento deportivo .....	188
3.2. Duración de las apneas y del calentamiento.....	191
3.3. Variables fisiológicas y percepción subjetiva del esfuerzo.....	194

<b>4. Discusión .....</b>	<b>198</b>
<b>5. Conclusiones.....</b>	<b>204</b>
<b>6. Aplicaciones prácticas.....</b>	<b>205</b>
<b>Estudio 4. Impacto de las apneas en esfuerzos cortos y repetidos a máxima intensidad.....</b>	<b>207</b>
<b>1. Introducción.....</b>	<b>208</b>
<b>2. Metodología.....</b>	<b>212</b>
2.1. Participantes .....	212
2.2. Diseño del estudio .....	213
2.3. Medidas .....	217
2.4. Análisis de datos.....	220
2.5. Análisis estadístico .....	221
<b>3. Resultados .....</b>	<b>223</b>
3.1. Rendimiento deportivo .....	223
3.2. Duración de las apneas y del calentamiento .....	228
3.3. Variables fisiológicas y percepción subjetiva del esfuerzo.....	229
<b>4. Discusión .....</b>	<b>233</b>
<b>5. Conclusiones.....</b>	<b>242</b>
<b>6. Aplicaciones prácticas.....</b>	<b>243</b>
<b>CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES GENERALES.....</b>	<b>245</b>
<b>CAPÍTULO 7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN .....</b>	<b>249</b>
<b>Referencias.....</b>	<b>251</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>287</b>

# Índice de tablas

<b>Tabla 1.</b> Disciplinas de ciclismo y pruebas o especialidades de cada disciplina.....	41
<b>Tabla 2.</b> Etapas contrarreloj disputadas en las tres grandes vueltas por etapas entre los años 2018 y 2022, indicando la distancia, el tiempo empleado por el ganador y la diferencia con respecto al segundo clasificado.....	54
<b>Tabla 3.</b> Resumen de la metodología empleada en los cuatro estudios realizados.....	115
<b>Tabla 4.</b> Características descriptivas de la muestra del estudio 1.....	123
<b>Tabla 5.</b> Diferencias en los niveles de [Hb] sanguíneos respecto a los valores de [Hb] mínimos, promedios y máximos medidos con los dos dispositivos NIRS.....	130
<b>Tabla 6.</b> Valores mínimos, promedios y máximos de hemoglobina registrados con Humon Hex y Moxy.....	133
<b>Tabla 7.</b> Valores mínimos, promedios y máximos de saturación muscular de oxígeno registrados con Humon Hex y Moxy.....	133

<b>Tabla 8.</b> Correlaciones bivariadas de Pearson entre los valores de pliegue cutáneo del recto femoral, [Hb] sanguínea y datos promedio de [Hb] y SmO <sub>2</sub> proporcionados por Humon Hex y Moxy .....	136
<b>Tabla 9.</b> Número, categoría y características de los ciclistas participantes en el estudio 2 .....	149
<b>Tabla 10.</b> Intensidad del calentamiento, en vatios, en función del UPF .....	150
<b>Tabla 11.</b> Valores de potencia y de FC en el punto de ruptura de la SmO <sub>2</sub> y en el LT <sub>2</sub> .....	159
<b>Tabla 12.</b> Fiabilidad de la determinación, mediante el punto de ruptura de la SmO <sub>2</sub> y el LT <sub>2</sub> , de la intensidad medida como potencia, potencia relativa a la PAM, FC y %FC <sub>MAX</sub> .....	163
<b>Tabla 13.</b> Número, categoría y características de los ciclistas del estudio 3 .....	179
<b>Tabla 14.</b> Valores de las variables fisiológicas medidas en el momento en el que se contenía a respiración (inicio) y al final de cada una de las cinco apneas .....	196
<b>Tabla 15.</b> Número, categoría y características de los ciclistas del estudio 4 .....	212
<b>Tabla 16.</b> Valores de las variables fisiológicas medidas en el momento en el que se contenía a respiración (inicio) y al final de cada una de las cinco apneas .....	231

# Índice de figuras

<b>Figura 1.</b> Plicómetro utilizado y toma del pliegue cutáneo en el punto medio del recto femoral.....	124
<b>Figura 2.</b> Colocación de los dos dispositivos NIRS en el recto femoral, Humon Hex en la parte proximal y Moxy en la distal.....	125
<b>Figura 3.</b> Vista superior e inferior de los sensores Moxy y Humon Hex.....	126
<b>Figura 4.</b> Diagrama de cajas y bigotes del grosor del pliegue cutáneo en el recto femoral para las medidas correctas y erróneas.....	129
<b>Figura 5.</b> Diagrama de cajas y bigotes en el que se muestra la concentración de hemoglobina en sangre y sus correspondientes valores obtenidos con los dispositivos Humon Hex y Moxy.....	131
<b>Figura 6.</b> Diagrama de cajas y bigotes en el que se muestra el valor de saturación muscular de oxígeno medido en el recto femoral con los dispositivos Humon Hex y Moxy.....	132
<b>Figura 7.</b> Gráficos de Bland-Altman ilustrando la diferencia en las mediciones de hemoglobina obtenidas en sangre y con los dispositivos Humon Hex y Moxy.....	135

<b>Figura 8.</b> Gráficos de Bland-Altman ilustrando la diferencia en las mediciones de oxigenación muscular entre Humon Hex y Moxy.....	135
<b>Figura 9.</b> Rodillo Saris Hammer H3 con una de las bicicletas de carretera.....	151
<b>Figura 10.</b> Colocación del dispositivo Humon Hex en el punto medio del recto femoral derecho.....	152
<b>Figura 11.</b> Imagen del analizador de lactato utilizado y del procedimiento para realizar la muestra de sangre capilar en la parte inferior del lóbulo de la oreja...	153
<b>Figura 12.</b> Imagen del sensor de frecuencia cardiaca Polar H10.....	153
<b>Figura 13.</b> Imagen del rodillo Saris Hammer H3.....	153
<b>Figura 14.</b> Ejemplo de la determinación del punto de ruptura de la SmO <sub>2</sub> y de los dos umbrales de lactato en uno de los participantes.....	155
<b>Figura 15.</b> Correlación durante el ejercicio incremental escalonado entre las intensidades asociadas al punto de ruptura de la saturación muscular de oxígeno y al segundo umbral de lactato.....	160
<b>Figura 16.</b> Gráficos de Bland-Altman para las diferentes intensidades asociadas a la determinación mediante el punto de ruptura de la saturación muscular de oxígeno y al segundo umbral de lactato.....	162
<b>Figura 17.</b> Representación esquemática del protocolo seguido durante las dos sesiones experimentales del estudio 3.....	181
<b>Figura 18.</b> Imagen del pulsioxímetro Onyx Vantatge 9590 en una de las medidas realizadas durante una apnea.....	184

<b>Figura 19.</b> Duración de la prueba $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea y la condición control.....	188
<b>Figura 20.</b> Duración de la prueba $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea y la condición control, diferenciando entre hombres y mujeres.....	189
<b>Figura 21.</b> Duración de la prueba $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea y la condición control, diferenciando por categorías: élite, sub23 y junior.....	189
<b>Figura 22.</b> Duración de la prueba $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea y la condición control, diferenciando por especialidades: pista, carretera, bicicleta de montaña y <i>ciclo-cross</i> .....	190
<b>Figura 23.</b> Duración, en segundos, de cada una de las cinco apneas.....	192
<b>Figura 24.</b> Duración, en segundos, de cada una de las cinco apneas diferenciando entre hombres y mujeres.....	193
<b>Figura 25.</b> Valores de las diferentes variables fisiológicas medidas en diferentes momentos durante ambas sesiones.....	195
<b>Figura 26.</b> Valoración subjetiva sobre la percepción personal del impacto que había tenido la realización de apneas durante el calentamiento en el rendimiento deportivo.....	197
<b>Figura 27.</b> Representación esquemática del protocolo seguido en las sesiones de evaluación en el estudio 4.....	214
<b>Figura 28.</b> Imagen del cicloergómetro Wattbike.....	215
<b>Figura 29.</b> Representación esquemática del protocolo seguido en la prueba de capacidad para realizar sprints repetidos.....	216

<b>Figura 30.</b> Pico de potencia y potencia promedio en cada uno de los cinco sprints de 6 s en ambas condiciones.....	224
<b>Figura 31.</b> Valores individuales de las diferencias de pico de potencia entre ambas condiciones, para cada uno de los 20 ciclistas, en los cinco sprints de la prueba de capacidad para esprintar repetidas veces y en la prueba de <i>Wingate</i> .....	226
<b>Figura 32.</b> Valores individuales de las diferencias de potencia promedio entre ambas condiciones, para cada uno de los 20 ciclistas, en los cinco sprints de la prueba de capacidad para esprintar repetidas veces y en la prueba de <i>Wingate</i> .....	227
<b>Figura 33.</b> Duración, en segundos, de cada una de las siete apneas.....	228
<b>Figura 34.</b> Valores de las diferentes variables fisiológicas medidas en diferentes momentos durante ambas sesiones.....	230
<b>Figura 35.</b> Valoración subjetiva sobre la percepción personal del impacto que había tenido la realización de apneas durante el calentamiento en el rendimiento deportivo.....	232

# Lista de abreviaturas

<b>4X</b>	<i>Four Cross</i>	<b>GXT</b>	Prueba incremental escalonada
<b>AMA</b>	Agencia Mundial Antidopaje	<b>H<sup>+</sup></b>	Hidrogenión
<b>ATP</b>	Trifosfato de adenosina	<b>Hb</b>	Hemoglobina
<b>BH</b>	Apnea (sesión experimental)	<b>HHb</b>	Desoxihemoglobina
<b>BHT</b>	Duración de la apnea	<b>HIF-1<math>\alpha</math></b>	Factor inducible por hipoxia 1- $\alpha$
<b>BMX</b>	Bicicleta <i>motocross</i>	<b>IAT</b>	Umbral anaeróbico individual
<b>CCI</b>	Coeficiente de correlación intraclase	<b>IC</b>	Intervalo de confianza
<b>CO<sub>2</sub></b>	Dióxido de carbono	<b>IMT</b>	Entrenamiento muscular inspiratorio
<b>CP</b>	Potencia crítica	<b>ISAK</b>	<i>International Society for the Advancement of Kinanthropometry</i>
<b>CRE</b>	Contrarreloj por equipos	<b>La<sup>-</sup></b>	Lactato
<b>CRI</b>	Contrarreloj individual	<b>LT<sub>1</sub></b>	Primer umbral de lactato
<b>CT</b>	Respiración normal (sesión control)	<b>LT<sub>2</sub></b>	Segundo umbral de lactato
<b>CV</b>	Coeficiente de variación	<b>MCT1</b>	Transportador monocarboxilato tipo 1
<b>CX</b>	<i>Ciclo-cross</i>	<b>MCT4</b>	Transportador monocarboxilato tipo 4
<b>DH</b>	Descenso	<b>MLSS</b>	Máximo estado estable de lactato
<b>DHI</b>	Descenso individual	<b>MTB</b>	Ciclismo de montaña / Bicicleta de montaña
<b>DHM</b>	Descenso maratón	<b>NIRS</b>	Espectroscopia de infrarrojo cercano
<b>E-MTB</b>	<i>E-mountain bike</i> / bicicleta de montaña eléctrica	<b>O<sub>2</sub></b>	Oxígeno
<b>END</b>	Enduro		
<b>EPO</b>	Eritropoyetina		
<b>FC</b>	Frecuencia cardiaca		
<b>FC<sub>MAX</sub></b>	Frecuencia cardiaca máxima		
<b>FiO<sub>2</sub></b>	Fracción de oxígeno inspirado		
<b>FPU</b>	Formación de Profesorado Universitario		

<b>O<sub>2</sub>Hb</b>	Oxihemoglobina	<b>SNO</b>	<i>Snow bike</i> / bicicleta de nieve alpina
<b>OBLA</b>	Comienzo de la acumulación de lactato en sangre	<b>TE</b>	Tamaño del efecto
<b>PAM</b>	Potencia aeróbica máxima	<b>tHb</b>	Hemoglobina total
<b>PaCO<sub>2</sub></b>	Presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial	<b>T<sub>LIM</sub></b>	Tiempo hasta el agotamiento
<b>PaO<sub>2</sub></b>	Presión parcial de oxígeno en sangre arterial	<b>tP<sub>MAX</sub></b>	Tiempo al pico de potencia
<b>PCO<sub>2</sub></b>	Presión parcial de dióxido de carbono	<b>UCI</b>	Unión Ciclista Internacional
<b>P<sub>MAX</sub></b>	Pico de potencia / potencia máxima	<b>UPF</b>	Umbral de potencia funcional
<b>P<sub>MED</sub></b>	Potencia media	<b>VCO<sub>2</sub></b>	Producción de dióxido de carbono
<b>PO<sub>2</sub></b>	Presión parcial de oxígeno	<b>VO<sub>2</sub></b>	Consumo de oxígeno
<b>PUM</b>	<i>Pump track</i>	<b>VO<sub>2MAX</sub></b>	Consumo máximo de oxígeno
<b>RCP</b>	Punto de compensación respiratoria	<b>VT<sub>1</sub></b>	Primer umbral ventilatorio
<b>RMT</b>	Entrenamiento muscular respiratorio	<b>VT<sub>2</sub></b>	Segundo umbral ventilatorio
<b>ROS</b>	Especie reactiva de oxígeno	<b>XC</b>	<i>Cross-country</i>
<b>RPE</b>	Percepción subjetiva del esfuerzo	<b>XCC</b>	<i>Cross-country short track</i> / <i>cross-country</i> pista corta
<b>RSA</b>	Capacidad para realizar esprints repetidos	<b>XCE</b>	<i>Cross-country eliminator</i>
<b>SaO<sub>2</sub></b>	Saturación arterial de oxígeno	<b>XCM</b>	<i>Cross-country</i> maratón
<b>SEm</b>	Error estándar de medición	<b>XCO</b>	<i>Cross-country olímpico</i>
<b>SEP</b>	Error estándar de predicción	<b>XCP</b>	<i>Cross-country point to point</i> / <i>cross-country</i> relevo por equipos
<b>SmO<sub>2</sub></b>	Saturación muscular de oxígeno	<b>XCR</b>	<i>Cross-country team relay</i> / <i>cross-country</i> pista corta
<b>SpO<sub>2</sub></b>	Saturación periférica de oxígeno	<b>XCS</b>	<i>Cross-country stage races</i> / <i>cross-country</i> pruebas por etapas
		<b>XCT</b>	<i>Cross-country</i> contrarreloj
		<b>WR</b>	Récord del mundo

# Resumen

## **Introducción**

El ciclismo incluye diferentes disciplinas, cuyas duraciones pueden oscilar entre unos pocos segundos y varias horas. Existe un gran abanico de pruebas de velocidad o de corta duración y otras que son de mayor duración, pero precisan de unos primeros compases a gran intensidad para obtener un buen resultado. En estas pruebas, las diferencias de rendimiento entre ciclistas profesionales son mínimas, por lo que una pequeña mejora puede suponer un gran cambio en el resultado. En la búsqueda de estas ganancias, ha sido habitual recurrir a técnicas relacionadas con manipular el aporte de oxígeno, como la hipoxia. Recientemente, se ha propuesto que realizar apneas podría ser un método alternativo a la hipoxia. Contener la respiración causa hipoxemia e hipercapnia en el organismo, generando no solamente adaptaciones a largo plazo, sino también una serie de respuestas fisiológicas inmediatas que podrían proporcionar mejoras de rendimiento en los siguientes minutos.

## Objetivos

Se plantearon dos objetivos principales: (i) evaluar el impacto agudo de realizar apneas repetidas, de forma dinámica durante el calentamiento, en una prueba de capacidad para realizar esprints repetidos (RSA) y (ii) en una prueba de tiempo límite a potencia aeróbica máxima. Adicionalmente, se planteó (iii) validar un dispositivo de espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS) para medir la concentración de hemoglobina y monitorizar cambios en su magnitud durante el ejercicio.

## Métodos

Se realizaron cuatro estudios que involucraron un total de 132 ciclistas perteneciente a la selección nacional de ciclismo. En primer lugar, se evaluó el uso de dos dispositivos NIRS para medir hemoglobina en reposo, comparando los datos que proporcionaban con el valor real en sangre. Posteriormente, para valorar las posibilidades de monitorizar cambios en la concentración de hemoglobina durante el ejercicio, se validó uno de ellos como instrumento para determinar la intensidad del segundo umbral de lactato. Finalmente, se realizaron dos estudios para comprobar el impacto de realizar cinco apneas máximas, mientras se pedaleaba durante el calentamiento, en el rendimiento posterior. En uno de ellos, 23 ciclistas de eventos de velocidad realizaron una prueba RSA –cinco esprints de seis segundos, con un minuto de recuperación entre esfuerzos– y una prueba de *Wingate*. En el otro estudio, 90 ciclistas de eventos de resistencia realizaron una prueba incremental para determinar su potencia aeróbica máxima y, posteriormente, una prueba de tiempo límite a esa intensidad.

## Resultados

Referente a los objetivos (i) y (ii), al realizar apneas mejoró la potencia media en todos los sprints de la prueba RSA un promedio de 33,7 W  $-0,45$  W/kg-, sin producirse diferencias significativas en el pico de potencia. Tampoco existieron diferencias en la prueba de *Wingate* ni en la prueba de tiempo límite. Al contener la respiración se reducía la frecuencia cardiaca, lo que provocó una disminución del ritmo cardiaco al final del calentamiento. Además, realizar apneas también supuso una disminución de 1 mmol/l en la concentración de lactato –solamente significativo en el caso de los ciclistas de resistencia– tras las pruebas de tiempo límite o de *Wingate*. En la mayoría de los casos, la duración de las apneas fue más corta de lo necesario para generar cambios sustanciales en la respuesta fisiológica, motivo por el que, probablemente, el rendimiento no mejoró todo lo esperado.

En cuanto al objetivo (iii), ambos dispositivos NIRS arrojaron valores inferiores de la concentración de Hb respecto al valor real en sangre en reposo, mostrando una reproducibilidad pobre. Además, sus medidas se vieron especialmente afectadas por el grosor del tejido adiposo. Sin embargo, durante el ejercicio, el dispositivo NIRS evaluado fue capaz de identificar los cambios que se producían en la oxigenación muscular durante una prueba incremental escalonada, reportando una alta correlación y un nivel de acuerdo aceptable en la determinación de la intensidad del segundo umbral de lactato.

## **Conclusiones**

Los resultados de esta tesis sugieren que, en ciclistas profesionales, podría ser interesante implementar el uso de apneas durante el calentamiento previo a pruebas en las que se realicen esfuerzos máximos, cortos y repetidos. Sin embargo, no han producido los resultados que se esperaban en esfuerzos de mayor duración, al no mejorar el rendimiento. Ello podría deberse a la corta duración de las apneas, por lo que sería interesante comprobar lo que sucede tras una familiarización previa con las sensaciones de contener la respiración. En cuanto a los dispositivos NIRS, aunque no se recomienda su uso como instrumento para medir de forma válida la concentración de hemoglobina en sangre, sí que son capaces de identificar los cambios en la oxigenación que se producen durante el ejercicio.

# Abstract

## **Introduction**

Cycling encompasses various disciplines, with races ranging from a few seconds to several hours. There is a wide range of sprint or short-duration races, as well as longer endurance races that require a strong start to achieve a good result. In these events, the performance differences among professional cyclists are minimal, so even a small improvement can lead to a significant change in the final result. In the attempt to achieve these gains, it has been common to employ techniques related to manipulating oxygen delivery, such as hypoxia. Recently, it has been proposed that apnoea may be an alternative method to hypoxia. Holding one's breath triggers hypoxemia and hypercapnia in the body, eliciting not only long-term adaptations but also a series of rapid physiological responses that could potentially enhance performance in the following minutes.

## **Aims**

There are two main objectives: (i) to assess the acute impact of repeated dry dynamic apnoeas during warm-up on a repeated sprint ability (RSA) test and (ii) in a time-to-exhaustion test at maximal aerobic power intensity. Additionally, (iii) to validate a near-infrared spectroscopy (NIRS) device to measure haemoglobin concentration and monitor changes in its magnitude during exercise.

## **Methods**

Four studies were conducted involving a total of 132 cyclists from the Spanish national cycling team. First, the use of two NIRS devices to measure resting haemoglobin was investigated by comparison of the data provided with the real blood value. Subsequently, to assess the possibilities of monitoring changes in haemoglobin concentration during exercise, one of them was validated as an instrument to determine the intensity of the second lactate threshold. Finally, two studies were conducted to examine the impact of performing five maximal dry dynamic apnoeas while cycling during warm-up on subsequent performance. One study involved 23 cyclists who competed in sprint events performing an RSA test –five six-second sprints, with a one-minute recovery between efforts– and a Wingate test. One study involved 23 cyclists who competed in sprint events performing an RSA test - five six-second sprints, with a one-minute recovery between efforts - and a Wingate test. In the other study, 90 endurance cyclists performed a graded exercise test to identify their maximal aerobic power and then a time-to-exhaustion test at that intensity.

## Results

Regarding objectives (i) and (ii), when performing apnoeas, the average power in all sprints of the RSA test improved by a mean of  $33.7 \text{ W} - 0.45 \text{ W/kg}$ , with no significant differences in peak power. There were also no differences in the Wingate test or the time-to-exhaustion test. Breath-holding reduced the heart rate, which resulted in a decrease in cardiac rhythm at the end of the warm-up. In addition, apnoea also resulted in a  $1 \text{ mmol/L}$  decrease in lactate concentration –only significant for endurance cyclists– after the time-to-exhaustion test or the Wingate test. In several cases, the duration of apnoeas was shorter than necessary to elicit substantial changes in the physiological response, which is probably why performance did not improve as expected.

For objective (iii), both NIRS devices yielded lower values of haemoglobin concentration than the true level in blood at rest, showing poor reproducibility. Moreover, their measurements were particularly affected by adipose tissue thickness. However, during exercise, the NIRS device tested was able to identify changes in muscle oxygenation during a graded exercise test, reporting a high correlation and an acceptable level of agreement in the determination of the second lactate threshold intensity.

## **Conclusions**

Results of this thesis suggest that, in professional cyclists, it could be interesting to implement the use of apnoeas during the warm-up prior to races in which short all-out repeated efforts are performed. However, they have not produced the expected results in longer efforts, as they have not improved performance. This could be due to the short duration of the apnoeas, so it would be interesting to check what happens after prior familiarisation with the sensations of holding one's breath. As for NIRS devices, although they are not recommended as a valid instrument for measuring resting haemoglobin concentration in blood, they are able to identify changes in oxygenation during exercise.

# 1

## Introducción

### 1. Motivación y trayectoria previa al estudio

Pese a que desde muy pequeño he estado vinculado al mundo del deporte, no fue hasta 1992, con 8 años, cuando empecé a vivirlo como algo especial. En ese año, Miguel Induráin me hizo pegarme a la televisión o a la radio todas las tardes, primero durante el *Giro* de Italia y, posteriormente, durante el *Tour* de Francia. Gracias a él, se despertó en mí la pasión por el ciclismo, puesto que, con anterioridad, ni sabía montar en bicicleta. Desde entonces, he sido un ferviente seguidor de todas las carreras de ciclismo, aunque principalmente las de carretera, así como practicante aficionado cuando me lo podía permitir. Además, poder vivir los Juegos Olímpicos en mi ciudad, Barcelona, despertó en mí un gran interés por todo lo relacionado con el deporte competitivo.

Posteriormente, intenté acceder, sin éxito, a la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte en Barcelona. Una lesión pocos días antes me impidió superar las pruebas de aptitud personal, pero me abrió una nueva oportunidad: la de cursar la “Diplomatura de Maestro: Especialidad en Educación Física”. Durante esos tres años se despertó en mí una vocación por enseñar que no había sentido con anterioridad. Ello me condujo a aprobar un concurso-oposición, obtener plaza como maestro y trabajar durante ocho cursos en centros de Educación Primaria. No obstante, pese a que disfrutaba con la enseñanza, la parte del alto rendimiento deportivo también me atraía.

De forma paralela a todo esto, desde los 14 años, me enrolé en el mundo del arbitraje en el fútbol. Durante este periodo, me empecé a aficionar por la planificación y el control del entrenamiento, primero utilizando un pulsómetro y anotando todos los valores de los entrenamientos, para posteriormente pasar a utilizar relojes más avanzados, con sistemas de posicionamiento. Así, establecí un equilibrio entre una parte de mí, dedicada a la docencia, y la otra, dedicada a mi propio rendimiento deportivo.

Sin embargo, quería aprender más y seguía con la espina clavada de no haber cursado Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Así fue hasta 2014, cuando me surgió la oportunidad de iniciar el Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte en Granada. Tras solicitar una excedencia y dejar aparcada mi plaza como maestro, en los primeros días de clase, fue cuando escuché por primera vez las becas de Formación de Profesorado Universitario (FPU). Desde ese momento, en mi cabeza había dos ideas. Por un lado, tener el suficiente expediente académico para lograr una de estas ayudas. Por otro, encontrar una idea que me atrajera lo suficiente para investigar durante cuatro años y que, a su vez, pudiera tener una aplicación práctica con el alto rendimiento deportivo.

## 2. Origen del estudio

Mientras cursaba el Grado, aparecieron unos dispositivos denominados *Altitude Training Mask*, afirmando sus distribuidores que simulaban altitud. Aquello me despertó curiosidad, porque me parecía difícil que esas máscaras pudieran simular los efectos de una estancia en altitud en el organismo. Como consecuencia, y tras una conversación con el que entonces era mi profesor de ciclismo, Mikel Zabala, surgió la propuesta de evaluar dichas máscaras como trabajo final de máster, así como una posible relación de cara a la futura dirección de la tesis doctoral.

En el trabajo final de máster comprobamos que las máscaras no simulaban altitud. Más bien, se asemejaban a dispositivos de entrenamiento muscular inspiratorio (IMT). Además, como proyecto de tesis para solicitar la ayuda FPU, propusimos investigar sobre otros métodos en los que, modificando el aporte de oxígeno (O<sub>2</sub>) al organismo, se tratara de mejorar el rendimiento deportivo. Así, junto a máscaras y dispositivos de IMT, se incluyó también la combinación de hipoxia e hiperoxia.

No fue hasta una vez iniciada la tesis, mediante una búsqueda bibliográfica, en la que conocimos las posibilidades de la apnea aplicada al rendimiento deportivo. Inicialmente, se valoró incluir la apnea, junto a los anteriores, como otro método para modificar el aporte de O<sub>2</sub> en el organismo. Sin embargo, con el paso del tiempo, valoramos que estábamos siendo demasiado ambiciosos y que investigar ampliamente todo lo que teníamos en mente durante la tesis doctoral era una utopía. Como dice el refrán popular, “quien mucho abarca, poco aprieta”. Por ello, y siempre en la búsqueda de una aplicación práctica al alcance de los deportistas, decidimos focalizar nuestro objetivo en la apnea, ya que era el método más sencillo y al alcance de cualquier deportista en su día a día.

### 3. Propósitos de la investigación

Como consecuencia de lo indicado anteriormente, el propósito de esta tesis doctoral fue el de evaluar la incidencia en el rendimiento de realizar apneas, en la búsqueda de una estrategia que permitiera obtener mejoras deportivas. No obstante, tampoco esperábamos que las ganancias, si las hubiera, fueran extremadamente grandes, por lo que intentamos centrar el foco de atención en ciclistas profesionales. En esta población, una pequeña mejora puede significar una gran diferencia en el resultado competitivo. En concreto, en la muestra con la que se trabajó, esa pequeña ganancia que se perseguía podría significar la diferencia entre obtener una medalla o no en unos Juegos Olímpicos, Campeonatos del Mundo o Campeonatos de Europa.

Desconocemos el posible impacto que las apneas podrían tener en deportistas aficionados, pero tras valorar las posibles ganancias y lo que implicarían en su rendimiento, se valoró que era preferible atender, de forma exclusiva, a deportistas profesionales. No obstante, creemos que puede ser una línea interesante de investigación para el futuro, especialmente por lo indicado previamente sobre la accesibilidad que todo deportista puede tener a realizar apneas. Al contrario de lo que ocurre con la hipoxia o la hiperoxia, cualquier deportista puede, sin ningún tipo de coste económico, taparse la nariz y cerrar la boca, tanto en reposo como mientras pedalea.

# 2

## Marco conceptual

En esta tesis doctoral se pretende abordar la posibilidad de realizar apneas como método para mejorar el rendimiento de ciclistas profesionales en determinadas disciplinas de ciclismo. Por ello, en primer lugar, vamos a partir de describir las diferentes disciplinas existentes en el ciclismo y sus requerimientos físicos y fisiológicos. Posteriormente, basándonos en el rol fundamental que juega el O<sub>2</sub> en la obtención de energía y en diversos procesos fisiológicos, detallaremos diferentes formas en las que se puede manipular el aporte de O<sub>2</sub> al organismo, con el objetivo de obtener una adaptación que mejore el rendimiento. Finalmente, de entre estas formas que se indicarán, nos focalizaremos en la apnea, describiendo a fondo sus implicaciones fisiológicas y las posibles repercusiones en el rendimiento deportivo.

## 1. Ciclismo: disciplinas y rendimiento

Habitualmente, cuando la gran mayoría de personas se refieren al ciclismo, en realidad suelen hacer referencia al ciclismo de carretera o a las especialidades más conocidas de ciclismo de montaña (MTB). Sin embargo, el ciclismo abarca un abanico muy amplio de disciplinas y modalidades, incluyendo algunas que incluso no se podrían catalogar como deporte cíclico. Este sería el caso del trial, el ciclismo en sala o la bicicleta *motocross* (BMX) *freestyle*.

En cuanto a las que se englobarían como deporte cíclico, los esfuerzos pueden oscilar desde los 9,100 s, que es el actual récord del mundo (WR) en la prueba individual masculina de 200 m en pista, hasta varias horas en pruebas de carretera o MTB. Asimismo, pueden ser esfuerzos de un solo día o pruebas por etapas de varios días. En este último caso destacan, por su mayor extensión, las grandes vueltas de ciclismo en carretera –*Giro* de Italia, *Tour* de Francia y *Vuelta* a España–, cuya duración aproximada es de tres semanas –entre 15 y 23 días–. Por lo tanto, los condicionantes que determinen el rendimiento van a depender del tipo de disciplina y, dentro de cada disciplina, de la duración e intensidad de la prueba.

### 1.1. Disciplinas y especialidades ciclistas

La normativa vigente oficial de la Unión Ciclista Internacional (UCI) establece un total de diez disciplinas ciclistas, además del paraciclismo [1]. En algunos casos, estas disciplinas incluyen diferentes pruebas o especialidades (Tabla 1), cada una con sus duraciones y particularidades técnicas. Todo ello implicará que los factores determinantes del rendimiento puedan diferir en cada una de ellas, incluso dentro de una misma disciplina.

**Tabla 1.** Disciplinas de ciclismo y pruebas o especialidades de cada disciplina.

<b>Disciplina</b>	<b>Pruebas / Especialidades</b>
Carretera	Pruebas de un día, CRI, CRE, pruebas por etapas, critérium, pruebas individuales y otras pruebas
	Pruebas de velocidad 200 m CRI, vuelta lanzada, velocidad, velocidad por equipos, tándem, 500 m CRI femenina, 1 km CRI masculino y <i>keirin</i>
Pista	Pruebas de medio-fondo y fondo Persecución individual, persecución equipos, carrera a los puntos, <i>madison</i> , <i>scratch</i> , <i>motor-pacing</i> (o medio fondo), carrera de eliminación, <i>tempo race</i> , ómnium y prueba de 6 días.
	<i>Cross-country</i> (XC) <i>Cross-country</i> olímpico (XCO), <i>cross-country</i> maratón (XCM), <i>cross-country point to point</i> o en línea (XCP), <i>cross-country short track</i> o pista corta (XCC), <i>cross-country eliminator</i> (XCE), <i>cross-country</i> contrarreloj (XCT), <i>cross-country team relay</i> o relevo por equipos (XCR) y <i>cross-country stage races</i> o pruebas por etapas (XCS)
MTB	Descenso (DH) Descenso individual (DHI) y descenso maratón (DHM) <i>Four Cross</i> (4X) Enduro (EDR) <i>Pump track</i> (PUM) <i>Snow bike</i> o bicicleta de nieve alpina (SNO) <i>E-mountain bike</i> o bicicleta de montaña eléctrica (E-MTB)
CX	
BMX racing	Contrarreloj BMX racing y carrera BMX racing
BMX freestyle	<i>Park</i> y <i>Flatland</i>
Trial	
<i>Indoor cycling</i> o ciclismo en sala	<i>Artistic cycling</i> y <i>Cycle ball</i>
Ciclismo para todos	Evento ciclodeportivo, gravel y pruebas máster de carretera
Ciclismo virtual	Carreras presenciales y carreras remotas

CRI, contrarreloj individual; CRE, contrarreloj por equipos; MTB, ciclismo de montaña; CX, *ciclo-cross*; BMX, bicicleta *motocross*.

### 1.1.1. Ciclismo de carretera

La normativa establece una serie de distancias máximas y, en algunos casos, mínimas, para los diferentes tipos de pruebas [1]. Estas distancias dependen del tipo de prueba, la categoría y el sexo.

De esta forma, la prueba de menor distancia es la contrarreloj individual (CRI), que no podrá sobrepasar los 80 km en categoría élite masculina y los 40 km en categoría élite femenina. Esta distancia máxima se reduce a 40-50 km para hombres y a 20-30 km para mujeres en los Campeonatos del Mundo y Juegos Olímpicos, mientras que en vueltas por etapas se reduce a 60 km en hombres, manteniéndose la limitación de 40 km en mujeres. Para los prólogos, que son un tipo de CRI que se pueden programar el primer día de las vueltas por etapas, la distancia máxima queda reducida a 8 km para hombres élite y 4 km para mujeres.

En el extremo opuesto encontramos las pruebas en línea de un día, que en los Juegos Olímpicos y Campeonatos del Mundo son de entre 250 km y 280 km para hombres y de entre 130 km y 160 km para mujeres.

### 1.1.2. Ciclismo en pista

De forma similar a lo que sucede en el ciclismo de carretera, la normativa fija unas distancias para cada tipo de prueba que, en este caso, dependen de la longitud de la pista en algunos casos, entre otros factores [1]. Por ello, los datos que se muestran a continuación harán referencia a pistas con una cuerda de 250 m. Asimismo, en algunas pruebas de fondo, como la persecución individual, la carrera por puntos, el *madison* o el *scratch*, entre otras, la distancia también puede depender de la categoría y el sexo.

De forma general, las pruebas de ciclismo en pista se pueden dividir en dos categorías: pruebas de velocidad y pruebas de medio-fondo y fondo (Tabla 1) [2]. De esta forma, los eventos pueden estar comprendidos entre 200 m y 50 km [3].

Las pruebas de menor distancia en ciclismo en pista son los 200 m CRI y la velocidad –de hecho, los 200 m CRI sirven para seleccionar a los participantes que disputarán la fase final de la prueba de velocidad–. El resto de pruebas consideradas de velocidad oscilan entre los 500 m –en los 500 m CRI femenina– y los 1500 m en el tándem. En el caso del *keirin*, aunque la distancia recorrida es superior, la carrera va neutralizada tras un velomotor hasta que restan 750 m.

En las pruebas de medio-fondo y fondo, la distancia puede oscilar desde los 3 km en las pruebas de persecución individual femenina y 4 km en las pruebas de persecución –tanto individual masculina como por equipos– y los 50 km en las pruebas de *madison* masculino élite durante Campeonatos del Mundo, Juegos Olímpicos y Copa de las Naciones –30 km en categoría femenina élite–.

### 1.1.3. Ciclismo de montaña

Como ocurre en las disciplinas descritas anteriormente, la normativa regula una serie de distancias para las diferentes pruebas, que variarán en función de la categoría y el sexo en algunos casos [1].

En las pruebas de *cross-country* (XC), la distancia oscila entre 500-1000 m en las pruebas de *cross-country eliminator* (XCE) y 60-160 km en las pruebas de *cross-country* maratón (XCM). Otras pruebas de XC que se puede destacar son el *cross-country short track* (XCC), el *cross-country team relay* (XCR) y la prueba reina, el *cross-country* olímpico (XCO). En estos casos, el XCC se disputa dando vueltas

a un circuito de un máximo de 2 km, decretando el número de vueltas para que la carrera tenga una duración de 20-30 min; en XCO, el circuito tiene entre 3,5 km y 6 km y, en la categoría élite, el número de vueltas se determina para que la carrera dure entre 1 h 20 min y 1 h 40 min; y el XCR se disputa en el mismo circuito que el XCO, pero en este caso, cada equipo está formado por seis corredores y cada uno de ellos da una vuelta al circuito.

Del resto de pruebas de MTB, por hacer referencia a algunas de ellas, la longitud máxima en una carrera de descenso individual (DHI) es de 3500 m, con el objetivo que no supere los 5 min de duración; en *Four Cross* (4X), cada carrera deberá durar entre 30 s y 60 s.

#### 1.1.4. *Ciclo-cross, BMX racing y gravel*

Para finalizar con la descripción normativa de las distancias en las diferentes especialidades de ciclismo, se hará referencia al *ciclo-cross* (CX), al *BMX racing* y al gravel [1]. El CX se disputa dando vueltas sobre un circuito de entre 2,5 km y 3,5 km. El número de vueltas se calcula y se anuncia al final de la segunda vuelta, en función del tiempo realizado en la primera vuelta, con el objetivo que la prueba tenga una duración aproximada de 60 min en categoría masculina élite y de 50 min en categoría femenina élite. En cuanto al *BMX racing*, se disputa sobre un circuito de entre 300 m y 450 m al que se le da una única vuelta en cada eliminatoria o manga. Finalmente, el gravel se corre sobre una distancia de entre 50 km y 200 km.

## 1.2. Determinantes del rendimiento deportivo en ciclismo

Tradicionalmente, las variables que se han medido en pruebas de laboratorio para reportar el rendimiento ciclista han sido el pico de potencia ( $P_{MAX}$ ), la potencia aeróbica máxima (PAM), el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2MAX}$ ), el primer umbral ventilatorio ( $VT_1$ ) o de lactato ( $LT_1$ ), el segundo umbral ventilatorio ( $VT_2$ ) o de lactato ( $LT_2$ ), el máximo estado estable de lactato (MLSS), la eficiencia o el porcentaje respecto a la PAM o al  $VO_{2MAX}$  en el que se ubican los umbrales o al que se es capaz de mantener una determinada intensidad [4]. Sin embargo, el rendimiento en ciclismo es multifactorial, dependiendo de elementos como la aerodinámica, la regulación del esfuerzo, la intensidad del ejercicio o la economía de pedaleo, entre otros [5]. No obstante, existen más factores que no es habitual evaluar en el ámbito científico de las Ciencias del Deporte, pero no por ello menos relevantes, como son los aspectos técnico-tácticos y psicológicos. De hecho, aunque el  $VO_{2MAX}$  suele utilizarse con frecuencia en el ámbito científico para indicar la aptitud cardiorrespiratoria y las mejoras de rendimiento [6], no es la variable determinante para definir el rendimiento en deportes como el ciclismo de carretera [7]. En concreto, se ha comprobado que pueden existir claras diferencias en el rendimiento entre ciclistas con un  $VO_{2MAX}$  similar [8].

En cuanto a la intensidad del ejercicio, existe una relación inversa entre la potencia que se puede sostener y la duración del esfuerzo, lo que se traduce en una disminución del tiempo hasta el agotamiento ( $T_{LIM}$ ) a medida que la intensidad es mayor [4,9]. Por tanto, en función de la duración de la prueba, el esfuerzo medio máximo sostenible variará. Teniendo en consideración el abanico tan amplio de duraciones de pruebas que se han descrito anteriormente, resulta evidente que las demandas serán muy variables. Si a esto le añadimos que la distribución de la intensidad en gran parte de las pruebas ciclistas tiene un carácter estocástico [10],

dependiente de las situaciones de carrera, el terreno por el que se transita y la táctica empleada [3], la variabilidad en los requerimientos se acrecienta aún más. Esto conducirá a que, centrándonos exclusivamente en la intensidad del ejercicio, existan diferentes componentes fisiológicos que puedan tener una incidencia evidente en el rendimiento en función del tipo de prueba al que hacemos referencia. Por ello, se hace preciso conocer la interacción entre las demandas de la competición y la respuesta fisiológica [11].

Prosiguiendo con la relación entre potencia producida y duración del esfuerzo, se podrían definir cuatro dominios de intensidad del ejercicio: extremo, severo, pesado y moderado, ordenados de mayor a menor intensidad [4,9,12]. Estos dominios definen la respuesta bioenergética característica ante un esfuerzo concreto [9]. Relacionándolos con umbrales fisiológicos o de rendimiento, se establece que el paso del dominio moderado a pesado está delimitado por el  $LT_1$  [12]. La transición del dominio pesado a severo supone la máxima intensidad sostenible en estado estable para el metabolismo del consumo de oxígeno ( $VO_2$ ), muscular y sanguíneo [13]. Diversos autores denominan a este límite entre los dominios pesado y severo potencia crítica (CP) [4,12–15]. No obstante, aunque representan diferentes hitos fisiológicos o mecánicos, es habitual referirse a otros conceptos como sinónimo de CP: umbral de potencia funcional (UPF), umbral anaeróbico, MLSS,  $LT_2$ ,  $VT_2$  o punto de compensación respiratoria (RCP). Estos umbrales representan la máxima intensidad sostenible y se manifiestan de forma similar en respuesta a la acidosis metabólica, en caso de superarse dicha intensidad [16]. Por ello, también deberían representar el límite entre los dominios pesado y severo, aunque el método para determinarlos puede provocar que existan ciertas discrepancias en la intensidad [15,17]. De hecho, la CP se relaciona con un  $T_{LIM}$  de entre 30 y 45 min [12], mientras que el UPF, originalmente, se definió como la potencia promedio máxima sostenible en 1 h en un estado casi estable [18].

En cualquier caso, el hecho de sobrepasar esta intensidad y entrar en el dominio severo se asocia con alteraciones de la homeostasis y fatiga periférica [9,19]. Por ello, la relación inversa que habíamos mencionado entre potencia y  $T_{LIM}$  adquiere un carácter hiperbólico en este dominio [20]. Al exceder este límite, el aumento de la demanda respecto al aporte de  $O_2$  induce una reducción de su disponibilidad en los músculos [21]. Consecuentemente, las necesidades metabólicas provocan que aumente la obtención no oxidativa de energía, lo que conlleva una acumulación tanto de hidrogeniones ( $H^+$ ) como de lactato ( $La^-$ ), así como incrementos de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) y una mayor frecuencia respiratoria [19,22]. Asimismo, en el dominio severo aparece lo que se denomina componente lento de la cinética del  $VO_2$  [13]. Ello provoca que el  $VO_2$  no se estabilice a una intensidad fija, llegando a alcanzar el  $VO_{2MAX}$  si el ejercicio se mantiene el tiempo suficiente [12]. Por el contrario, en el dominio extremo, la intensidad es tan elevada que se llega a la fatiga antes de alcanzar el  $VO_{2MAX}$ , al no poder mantenerse dicha intensidad una duración suficiente [12].

El  $VO_{2MAX}$  se define como la tasa más elevada de  $O_2$  que el organismo es capaz de absorber del aire y utilizar para producir energía [6,23]. Por ello, desde que se capta el  $O_2$  hasta que se utiliza en músculo, existen una serie de fases que pueden limitar el flujo de  $O_2$ : la capacidad de difusión pulmonar, el gasto cardiaco máximo, la capacidad de transporte de  $O_2$  en sangre y las características del músculo esquelético [6,24]. Cualquier déficit en una de estas fases provocará que el flujo de  $O_2$  hacia la siguiente se vea afectado y, consecuentemente, repercutirá en una reducción del  $VO_{2MAX}$  [25]. Como se ha indicado anteriormente, los esfuerzos en los que se alcanza el  $VO_{2MAX}$  son aquellos que corresponden al dominio severo de intensidad. Dentro de este dominio ubicaríamos la PAM, que es la potencia final alcanzada en una prueba incremental escalonada (GXT) hasta el agotamiento y asociada al  $VO_{2MAX}$  [26,27]. No obstante, el valor de PAM puede

variar en función del protocolo aplicado en la GXT [28], lo que afectará al tiempo que se puede mantener un esfuerzo a esa intensidad. Se han documentado pruebas de  $T_{LIM}$ , realizadas por ciclistas a intensidad constante de PAM, cuya duración estaba comprendida entre  $165 \pm 98$  s y  $253 \pm 58$  s [26,27,29–32].

Tras esta breve descripción sobre dominios de intensidad y su relación con umbrales y otras variables fisiológicas, se procede a descifrar los determinantes de rendimiento en las diferentes disciplinas y pruebas ciclistas.

### 1.2.1. Pruebas de velocidad de ciclismo en pista

En las competiciones de corta duración, como son las pruebas de velocidad en pista, es necesario la capacidad de generar un gran  $P_{MAX}$  en la arrancada y, además, alcanzarlo lo más rápido posible para lograr la mayor aceleración [2]. De hecho, incluso en la prueba de 1 km CRI masculina, el mejor rendimiento se suele asociar al uso de una estrategia *all-out*, es decir, arrancar buscando la mayor  $P_{MAX}$  lo antes posible y no regular en ningún momento el esfuerzo [2].

Sin embargo, estas pruebas se disputan a mangas o eliminatorias que se suceden con descansos relativamente cortos. Por este motivo, además de una elevada  $P_{MAX}$ , la capacidad de recuperación entre esfuerzos también resulta altamente necesaria. Ello se traduce en la demanda de una buena capacidad para realizar esprints repetidos (RSA), es decir, la capacidad para recuperar y mantener esfuerzos máximos en los esprints sucesivos [33]. Consecuentemente, se hace necesario el desarrollo de la capacidad aeróbica [34,35]. De hecho, el metabolismo oxidativo puede tener un gran impacto en la mejora de la RSA: aumenta la capacidad de resíntesis de fosfocreatina [35,36] y colabora en la reducción de la elevada o extrema acidosis metabólica que se genera. En nuestro caso, en ciclistas de BMX

*racings* y velocistas de pista hemos llegado a medir valores de  $\text{La}^-$  superiores a los 25 mmol/l tras una prueba de RSA consistente en realizar cinco sprints de 6 s, con 1 min de recuperación entre esfuerzos. Aunque el  $\text{La}^-$  no es el causante de la acidosis, sí que se produce de forma paralela a los  $\text{H}^+$  que la provocan.

Además, aunque este tipo de pruebas de alta intensidad y corta duración se han asociado, tradicionalmente, con la obtención de gran parte de la energía mediante el metabolismo anaeróbico, la aportación oxidativa es realmente relevante incluso en esfuerzos de tan solo 30 s [37,38]. Se estima que la contribución aeróbica puede suponer el 35% en la prueba de 500 m CRI femenina, cuyo WR es de 32,268 s, mientras que en la prueba de 1 km CRI masculina –WR de 56,303 s– puede alcanzar el 50% [2,3]. En el caso de la prueba de velocidad por equipos, aunque la contribución aeróbica representa únicamente un 5% y un 10% para los dos primeros relevistas, respectivamente, aumenta hasta un 40% para el último ciclista, que es el que determina el tiempo del equipo [2].

Por todo lo expuesto, se puede afirmar que para mejorar el rendimiento en competiciones con esfuerzos cortos como en las pruebas de velocidad de ciclismo en pista, no basta con incrementar la capacidad tamponadora y de tolerancia a la acidosis. La mejora de la capacidad para consumir  $\text{O}_2$  y producir energía aeróbica también es necesaria y relevante. Si a esto le unimos que las carreras se suelen decidir por un margen muy pequeño, resulta aún más importante tener estos aspectos en consideración, pues cualquier mínima ganancia puede ser determinante en el resultado. Por poner algunos ejemplos, en los Juegos Olímpicos de Tokio 2020, la diferencia entre el oro y la plata en la prueba de velocidad por equipos femenina fue de 0,085 s, mientras que, en la final de velocidad masculina, la diferencia entre ambos competidores fue de 0,012 s y 0,015 s en dos de las tres carreras.

## 1.2.2. Pruebas de medio-fondo y fondo de ciclismo en pista

En los eventos de medio-fondo y fondo de ciclismo en pista, se debería establecer una diferencia entre las pruebas de persecución –tanto individual como por equipos– y el resto de pruebas. En persecución, el ritmo es autorregulado por el propio ciclista o por su equipo, con el objetivo de invertir el menor tiempo posible en una distancia dada. Sin embargo, en el resto de pruebas, la táctica de carrera ante los rivales provoca una distribución de potencia más variable, llegando a ser extrema en algunas pruebas como el *madison*, donde se alternan fases a muy baja potencia con fases a muy alta intensidad [2].

Respecto a las pruebas de persecución, la arrancada demanda un  $P_{MAX}$  elevado para acelerar rápido la bicicleta y alcanzar una velocidad objetivo lo más pronto posible [2]. Posteriormente, se mantiene una intensidad que se podría relacionar con el  $VO_{2MAX}$  –es decir, la PAM– o ligeramente por encima [2]. En el caso de la persecución por equipos, se observan algunas fluctuaciones más evidentes en la intensidad debido a que la aerodinámica juega un rol fundamental: el primer ciclista debe ejercer mayor potencia que sus compañeros para mantener la velocidad constante, pudiendo recuperar posteriormente cuando le dan el relevo [2,3]. En cambio, los compañeros que van a rueda del primer corredor pueden ir a potencias por debajo de la CP, por lo que son capaces de recuperar para volver a dar un relevo [39]. Por ello, en esta prueba –así como en otras pruebas intermitentes como la puntuación, el *madison*, el *tempo race* o la eliminación–, la capacidad de recuperación tiene un impacto considerable en el rendimiento durante la carrera, lo que sugiere que se precisa una gran capacidad aeróbica [40]. De hecho, existe una correlación fuerte entre variables como el  $VO_{2MAX}$  y la CP y la capacidad de recuperación entre esfuerzos en ciclistas [41].

El WR de persecución individual se encuentra en 3 min 16,937 s en mujeres y 3 min 59,636 s en hombres. En persecución por equipos, es de 3 min 42,307 s en categoría masculina y de 4 min 4,242 s en femenina. Por tanto, estos tiempos son acordes a los indicados anteriormente que se han documentado en pruebas  $T_{LIM}$  a PAM. Ello se ve reflejado en la alta importancia que tiene la contribución aeróbica a la producción total de energía durante la prueba, suponiendo entre un 75% y un 85% del total [2,3].

### 1.2.3. BMX *racing*

El BMX *racing* son pruebas de unos 40 s con 15-30 min de recuperación entre cada una y, en cada carrera, los ciclistas realizan diversos esfuerzos cortos de carácter *all-out* [42]. Como ocurría en las pruebas de pista, las diferencias de tiempo suelen ser mínimas en competición, por lo que una mínima mejora puede suponer un gran salto cualitativo. Por poner algunos ejemplos, en los Juegos Olímpicos de Tokio 2020, la diferencia entre el oro y la plata en categoría femenina fue de 0,090 s. En la carrera masculina, este lapso fue de 0,114 s, pero entre el bronce y el quinto clasificado únicamente hubo 0,133 s de margen.

Por ello, existen ciertas similitudes con las pruebas de velocidad en pista, aunque también algunas diferencias. La divergencia más sustancial, que las pruebas de pista son de carácter cíclico, mientras que en el BMX *racing*, los ciclistas combinan fases de pedaleo a máxima potencia con fases acíclicas, para superar los obstáculos o tomar algunas curvas, en las que no se pedalea [43]. Por lo tanto, en lugar del carácter *all-out* que se indicó en las pruebas de velocidad en pista, cada carrera en el BMX *racing* es una sucesión de sprints muy cortos con fases intermedias sin pedalear. Por ello, es necesaria una gran capacidad de aceleración y, además, ser capaz de mantener esa capacidad a lo largo de la sucesión de

esfuerzos –dentro de cada carrera y con el paso de las mangas–. Es decir, se necesita generar un gran  $P_{MAX}$  y lo más rápido posible, tanto en el inicio de la carrera como en cada una de las arrancadas durante la misma [34,42]. De hecho, está comprobada la alta correlación entre una buena salida y la posición en meta [44].

Asimismo, como ya se indicó en las pruebas de velocidad en pista, la capacidad de recuperación entre esfuerzos es crucial. En este caso, no solamente entre carreras, sino también dentro de la propia manga. Por ello, nuevamente se insiste en la necesidad de la capacidad aeróbica para desarrollar la RSA [34,35]. En definitiva, y como se afirmó en las pruebas de velocidad de ciclismo en pista, se hace preciso una elevada tolerancia al trabajo en acidosis, una buena capacidad tamponadora y el desarrollo de la capacidad aeróbica, que permite tanto el aporte de energía mediante el metabolismo oxidativo como la recuperación entre esfuerzos y regeneración de fosfocreatina [35,36].

#### 1.2.4. Ciclismo de carretera

En ciclismo en carretera, las etapas suelen ser de varias horas y la distribución de la intensidad tiene un carácter estocástico [10] debido al rol principal que juegan el terreno por el que se transita y la táctica empleada [3]. Tradicionalmente, se había indicado el  $VO_{2MAX}$  y el UPF como factores determinantes del rendimiento en estos ciclistas [45]. No obstante, en los últimos años se ha ampliado esta descripción al perfil de potencia, representado por las mejores marcas realizadas en diferentes lapsos de tiempo [46–48]. De hecho, recientemente están adquiriendo importancia términos como durabilidad y sostenibilidad, ya que más que el perfil de potencia, el rendimiento vendrá dado por ser capaz de realizar esos esfuerzos en condiciones de fatiga [49].

Pese a todo lo anterior, existe un tipo de etapa que suele ser determinante en el devenir de una vuelta por etapas: las contrarrelojes. Estas pruebas pueden tener una duración de pocos minutos, como en el caso de los prólogos, hasta algo más de 1 h. Sin embargo, la tendencia actual es que no superen los 40 min (Tabla 2). De hecho, en las grandes vueltas de los últimos cinco años –2018 a 2022–, el tiempo promedio del ganador de todas las etapas contrarreloj ha sido de 29 min 55 s y solamente el 23% de estas etapas han superado los 40 min. En este caso, son pruebas de autorregulación con el objetivo de emplear el menor tiempo posible, en las que la intensidad a la que se realizan depende de la duración de la prueba [4]. No obstante, en la CRI, uno de los principios que deberían imperar es el de tratar de mantener la mayor intensidad sostenible lo más constante posible. En las CRE, al igual que ocurría en las pruebas de persecución por equipos de ciclismo en pista, la intensidad es más intermitente por el efecto de ir rueda de los compañeros [3].

En cualquier caso, una salida inicial rápida, manteniéndose unos segundos por encima de la intensidad objetivo, es deseable para mejorar el rendimiento [12]. Esto se debe a que las necesidades de  $VO_2$  para mantener una potencia constante se alcanzan en, aproximadamente, 3 min [20]. Durante este lapso de tiempo, el  $VO_2$  no logra generar todo el trifosfato de adenosina (ATP) que se hidroliza en la contracción muscular, por lo que hay que recurrir al metabolismo anaeróbico [20]. Sin embargo, un inicio a mayor intensidad permite acelerar la cinética del  $VO_2$  [50], facilitando la contribución oxidativa al metabolismo energético y reduciendo el déficit de oxígeno en esa fase transitoria, lo que implica ahorrar energía anaeróbica [12]. Consecuentemente, aumenta el tiempo que se es capaz de mantener una intensidad elevada. Considerando los márgenes tan pequeños por los que se pueden decidir este tipo de etapas (Tabla 2), parece evidente que este tipo de estrategia en la salida puede ser determinante en el devenir de la prueba.

**Tabla 2.** Etapas contrarreloj disputadas en las tres grandes vueltas por etapas entre los años 2018 y 2022, indicando la distancia, el tiempo empleado por el ganador y la diferencia con respecto al segundo clasificado.

Año	Prueba	Etapa	Distancia (km)	Tiempo <sup>1</sup>	Diferencia <sup>2</sup>
2018	<i>Giro de Italia</i>	1	9,7	12 min 02 s	2 s
		16	34,2	40 min 00 s	14 s
	<i>Tour de Francia</i>	3 *	35,5	38 min 46 s	4 s
		20	31	40 min 52 s	1 s
	Vuelta a España	1	8	9 min 39 s	6 s
		16	32	37 min 57 s	50 s
2019	<i>Giro de Italia</i>	1	8	21 min 54 s	19 s
		9	34,8	51 min 52 s	11 s
	<i>Tour de Francia</i>	21	17	22 min 07 s	4 s
		2 *	27,6	28 min 57 s	20 s
	Vuelta a España	13	27,2	35 min 00 s	14 s
		1 *	13,4	14 min 51 s	2 s
2020	<i>Giro de Italia</i>	10	36,2	47 min 05 s	25 s
		1	15,1	15 min 24 s	22 s
	<i>Tour de Francia</i>	14	34,1	42 min 40 s	26 s
		21	15,7	17 min 16 s	32 s
	Vuelta a España	20	36,2	55 min 55 s	1 min 21 s
		13	33,7	46 min 39 s	1 s
2021	<i>Giro de Italia</i>	1	8,6	8 min 47 s	10 s
		21	30,3	33 min 48 s	12 s
	<i>Tour de Francia</i>	5	27,2	32 min 00 s	19 s
		20	30,8	35 min 53 s	21 s
	Vuelta a España	1	7,1	8 min 32 s	6 s
		21	33,8	44 min 02 s	14 s
2022	<i>Giro de Italia</i>	2	9,2	11 min 50 s	3 s
		21	17,4	22 min 24 s	23 s
	<i>Tour de Francia</i>	1	13,2	15 min 17 s	5 s
		20	40,7	47 min 59 s	19 s
	Vuelta a España	1 *	23,3	24 min 40 s	13 s
		10	30,9	33 min 18 s	48 s

1. Tiempo empleado por el ganador de la etapa.

2. Margen entre el primer y el segundo clasificado de la etapa.

\* Contrarreloj por equipos.

### 1.2.5. Ciclismo de montaña

Al igual que ocurría con las pruebas de ciclismo en pista, las pruebas de ciclismo de montaña abarcan un abanico muy amplio de duraciones, lo que implica que las demandas sean muy diferentes. Aunque cuando se suele mencionar ciclismo de montaña en el ámbito científico suele hacerse referencia a la modalidad reina, el XCO, vamos a tratar de desgranar las demandas en diferentes pruebas.

Las de menor duración, como el XCE y el 4X, podrían asimilarse al BMX *racing* por su duración –entre 30 s y 1 min–, exigencia e, incluso, en algunos aspectos técnico-tácticos. Además, también se disputan sobre eliminatorias con periodos de recuperación cortos entre ellas. Consecuentemente, como se indicó en el BMX *racing*, se hace preciso tanto un gran  $P_{MAX}$  para posicionarse bien en el inicio de la carrera como una buena RSA y una elevada capacidad de recuperación entre esfuerzos. Por lo tanto, aunque son esfuerzos que tradicionalmente se han clasificado como anaeróbicos, el metabolismo oxidativo tiene una importancia destacable.

Las pruebas de DHI son de una duración algo superior a las anteriores y, en este caso, aunque existe una clasificación previa a la carrera, el tiempo de descanso entre ambos eventos es amplio. El DHI se caracteriza por sus requerimientos técnicos. Asimismo, tiene un carácter acíclico, con fases cortas de pedaleo a máxima intensidad y fases en las que se deja de pedalear para trazar curvas o dar saltos. Por lo tanto, se podría decir que, aunque es de mayor duración, los ciclistas de DHI poseen características físicas y fisiológicas similares a los pilotos de BMX *racing* [51]. De hecho, se caracterizan por su capacidad para producir grandes potencias en lapsos inferiores a 5 s, así como por su capacidad para reproducir este tipo de esfuerzos [51].

En el XCO, la duración de la carrera es de, aproximadamente, 1h 20 min. Por lo tanto, la aportación del metabolismo aeróbico tiene una gran repercusión. Esto se ve reflejado en que los ciclistas que compiten en XCO poseen un  $VO_{2MAX}$  y una PAM similar a los ciclistas de carretera [51], y más concretamente, a los ciclistas de carretera que tienen un perfil de escalador [52]. No obstante, las particularidades técnicas de estas pruebas provocan que la intensidad no se distribuya de forma uniforme, sino que se realizan continuos cambios de ritmo a intensidad elevada con periodos cortos entre cada uno [11]. Además, la salida y la primera vuelta juegan un papel fundamental para el resultado final de la carrera debido a las dificultades para adelantar. Es por ello que los primeros minutos de la carrera se desarrollan a intensidades promedio próximas a la PAM, incluyendo esfuerzos cortos a mayor intensidad [53,54]. Estos esfuerzos generan un gran déficit en el  $VO_2$ , lo que implica una gran relevancia del metabolismo anaeróbico en estos primeros compases [11], así como la necesidad de optimizar la capacidad de recuperación [54].

Mención aparte merecen el XCR y el XCC, que también lo disputan los corredores de XCO. En el caso del XCR, tiene el mismo formato y se corre en el mismo circuito que el XCO, pero se hace por relevos, dando una única vuelta cada corredor, cuya duración suele oscilar entre los 12 min y los 15 min aproximadamente. Consecuentemente, la intensidad a la que se desarrolla esta prueba es aún superior a la de la primera vuelta del XCO. Por ello, el déficit que se produce en el  $VO_2$  en la salida y primeros compases del XCO [11] se debería ver aumentado, lo que involucra una mayor implicación del metabolismo anaeróbico. El XCC también es más explosivo que el XCO –la duración suele ser de unos 25 min–. En este caso, la salida vuelve a jugar un papel relevante para obtener una buena colocación. Además, la intensidad promedio es más elevada y el tipo de recorrido favorece cambios de ritmo más frecuentes.

Finalmente, el XCM es la prueba de mayor duración del MTB y suele prolongarse más allá de las 3 h. Ello incita que los requerimientos puedan ser más similares a los del ciclismo en carretera. No obstante, la propia naturaleza del MTB y el terreno por el que se disputa provoca que pueda haber cambios de ritmo con mayor frecuencia para superar zonas técnicas o trazar curvas. Asimismo, en determinados recorridos, la salida puede jugar un papel crucial para el devenir de la prueba, especialmente si existe alguna zona de *single track* –parte estrecha del recorrido en la que solamente cabe una bicicleta–. Estas zonas pueden provocar que se formen grupos al salir de las mismas y, en caso de entrar rezagado y formarse un grupo delantero, alcanzarlo posteriormente puede resultar muy difícil o suponer un gran desgaste. Por lo tanto, aunque es una prueba de gran duración, la salida puede ser un factor esencial en algunos casos, lo que implica la necesidad de ser capaz de realizar unos primeros minutos de prueba similares a como se harían en el XCO.

### 1.2.6. *Ciclo-cross*

Las demandas del CX son muy similares a las del XCO, aunque la prueba es algo más corta –duración aproximada de 1 h–. La propia naturaleza de la prueba dificulta alcanzar intensidades de estado estable [55], puesto que lo habitual es continuos cambios de ritmo a altas intensidades con fases de no pedalear o, incluso, combinadas con carrera a pie. Asimismo, como en el XCO, la salida resulta crucial para el resultado final, ya que una buena salida puede facilitar evitar atascos en zonas estrechas [55]. Por lo tanto, se precisa una gran capacidad de recuperación para realizar esfuerzos de alta intensidad sucesivos, con lo que tanto la capacidad oxidativa como la glucolítica resultan altamente necesarias.

## 2. El oxígeno: formas de manipular su aporte al organismo como medio para mejorar el rendimiento

Como se ha venido indicando, el O<sub>2</sub> juega un papel fundamental en el rendimiento sobre la bicicleta. En las pruebas de mayor duración, en las que la principal fuente de energía proviene de la vía oxidativa, es evidente que el VO<sub>2</sub> resulta clave [56]. Sin embargo, incluso en esfuerzos como los de una prueba de *Wingate*, el aporte del metabolismo aeróbico es relevante [38], y aún resulta más sustancial ante esfuerzos repetidos máximos, pues será vital para la capacidad de recuperación [35,36]. De hecho, en cualquier ejercicio que dure más de algunos segundos, la capacidad para mantener el esfuerzo depende de la relación entre el aporte de O<sub>2</sub> y su adecuada utilización [12].

Por ello, a lo largo de los años se han realizado numerosas intervenciones relacionadas con la manipulación del aporte de O<sub>2</sub>, con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo [por ejemplo: 56–68]. Estas intervenciones han consistido tanto en el aumento del aporte de O<sub>2</sub> o facilitación para su transporte en el organismo, como en la reducción del aporte de O<sub>2</sub> o limitación a su transporte en el organismo [12]. Con las primeras, lo que se pretende es aumentar el rendimiento mediante la intervención, puesto que disponer de mayor O<sub>2</sub> implica mayor capacidad para producir energía. Por el contrario, reduciendo el aporte de O<sub>2</sub> al tejido muscular, lo que se pretende es proporcionar un estímulo con el que se generen adaptaciones para mejorar el rendimiento deportivo futuro. De esta forma, entre las intervenciones que se han realizado, se destacan la hipoxia, la hiperoxia, el IMT y/o el entrenamiento muscular respiratorio (RMT), la extracción y posterior transfusión de sangre, la administración de sustancias para aumentar el número de eritrocitos o la contención voluntaria de la respiración, entre otras.

## 2.1. Hipoxia

Por hipoxia se entiende la deficiencia de  $O_2$  en los tejidos, lo que puede comprometer la función de los mismos [69]. Esta disminución del  $O_2$  se puede producir por diversas causas [70]. No obstante, cuando se hace mención a la hipoxia en el ámbito de las Ciencias del Deporte, suele ser para referirse a dos formas de generar esos reducidos niveles de  $O_2$  en los tejidos: hipoxia hipobárica e hipoxia normobárica. Ambas técnicas se han estudiado ampliamente y se han aplicado de forma habitual como métodos para mejorar el rendimiento en los deportes de resistencia [por ejemplo: 33,61,62,71–80].

### 2.1.1. Tipos de hipoxia habituales aplicados al rendimiento deportivo: hipobárica y normobárica

La hipoxia hipobárica se produce al estar en altitud, donde la presión atmosférica disminuye. También se puede producir de forma artificial, en cámaras hipobáricas que disminuyen la presión del aire, lo que se denomina altitud simulada. Se considera que la presión atmosférica al nivel del mar es de 1 atmósfera, lo que equivale a 760 mmHg. Asimismo, el aire está formado por un 78,084% de nitrógeno, un 20,946% de  $O_2$ , un 0,934% de argón, un 0,035% de  $CO_2$  y un 0,003% de gases inertes [81]. Ello implica que la presión parcial de oxígeno ( $PO_2$ ) en aire atmosférico al nivel del mar es de 159,1 mmHg. La composición del aire es idéntica en altitud, por lo que la concentración de  $O_2$  o fracción de oxígeno inspirado ( $FiO_2$ ) sigue siendo un 20,946%. Sin embargo, debido a la disminución de la presión atmosférica al aumentar la altitud, la  $PO_2$  también se ve reducida. Puesto que el intercambio de gases en los alveolos –en general, la difusión de gases en los tejidos– funciona por diferencias de presiones [81], la reducción de

la  $PO_2$  en el aire provoca una disminución del gradiente, dificultando la captación del  $O_2$  y reduciendo la presión parcial de oxígeno en sangre arterial ( $PaO_2$ ). Como consecuencia, también se ve limitado el aporte de  $O_2$  a los tejidos.

La hipoxia normobárica consiste en la reducción artificial de la concentración de  $O_2$  en el aire. En este caso, pese a que la presión atmosférica no sufre variaciones, la disminución de la  $FiO_2$  provoca que la  $PO_2$  del aire descienda. Consecuentemente, como se ha indicado anteriormente, todo el proceso de difusión del  $O_2$  en el organismo se ve alterado al existir un menor gradiente, lo que conlleva a una menor disponibilidad de  $O_2$  en los tejidos. Al igual que la hipoxia hipobárica generada de forma artificial, también se denomina como altitud simulada, existiendo relaciones entre los valores de  $FiO_2$  y altitud que se simula.

### 2.1.2. Efectos de la exposición a hipoxia de forma aguda

Ante una exposición aguda a una situación de hipoxia, la reducción de la  $PaO_2$  y consiguiente menor disponibilidad de  $O_2$  en los tejidos conlleva una menor capacidad de producir energía por la vía oxidativa. Esto se ve reflejado en una disminución del  $VO_{2MAX}$  conforme aumenta la altitud, tanto de forma natural como simulada [80,82–84], así como del rendimiento en pruebas de más de 2 min en condiciones de laboratorio [71,77]. De hecho, se han observado reducciones en el  $VO_{2MAX}$  a altitudes de entre 600 m y 800 m solamente [84,85]. Asimismo, a partir de los 1500 m de altitud, la PAM se ve reducida en, aproximadamente, un 1% por cada 100 m de ascenso [83]. No obstante, estas disminuciones de rendimiento en condiciones de laboratorio no son siempre extrapolables a un contexto real de campo, puesto que el descenso de la presión atmosférica favorece una mayor velocidad de desplazamiento debido a que la densidad del aire es menor, lo que reduce la resistencia aerodinámica [80]. Buena prueba de ello es

que, en numerosas ocasiones, las tentativas de récord de la hora se han realizado en pistas situadas en altitud, como es el caso del velódromo Bicentenario –situado en Aguascaliente, México–. Sin embargo, en pruebas de corta duración, el rendimiento no se ve afectado en condiciones de laboratorio, mientras que la menor densidad del aire conlleva que mejore en condiciones reales de campo [33,77]. No obstante, el rendimiento sí que se ve perjudicado ante estos esfuerzos cortos si se repiten en el tiempo con poca recuperación [86]. La RSA está alterada en hipoxia en comparación con normoxia, con decrementos de rendimiento más acentuados y que se producen con anterioridad [33].

La exposición aguda a situaciones de hipoxia provoca una serie de respuestas en el organismo para tratar de hacer frente a esa reducción en la disponibilidad de  $O_2$  en los tejidos [85]. El descenso de  $PaO_2$  conlleva una disminución en la saturación periférica de oxígeno ( $SpO_2$ ) [85,87–90], lo que reduce la cantidad de  $O_2$  en sangre y, consecuentemente, acarrea un declive en el  $VO_{2MAX}$  [85]. Aunque existe gran variabilidad entre personas [90], hay unanimidad en que, a altitudes inferiores a los 1000 m, la  $SpO_2$  apenas varía respecto a la que hay al nivel del mar, situándose en valores de entre el 97% y el 99% [89,90]. Sin embargo, en altitudes de unos 2700 m o 2800 m de altitud, la  $SpO_2$  puede caer a valores entre el 95% [90] y el 89% [89].

A su vez, la disminución de la  $SpO_2$  provoca una serie de respuestas cardiovasculares y pulmonares, tanto en reposo como en ejercicio submáximo, como son un aumento inmediato de la frecuencia cardíaca (FC) [80,84,85,87,91] y de la ventilación [75,77,80,84,92]. El incremento de la FC conlleva un mayor gasto cardíaco, con el objetivo de compensar la reducción del contenido de  $O_2$  en la sangre [80,84,85,87,91]. El aumento de la ventilación tiene como objetivo tratar de mantener la  $SpO_2$  [75,77,92] y provoca una reducción en la presión parcial de

dióxido de carbono en sangre arterial ( $\text{PaCO}_2$ ) [76,80]. Ello permite reducir la cantidad de  $\text{CO}_2$  y la concentración de  $\text{H}^+$  en sangre [84]. También es necesario destacar la mayor acumulación de  $\text{La}^-$  durante el ejercicio [93], debido a la menor posibilidad de obtener energía mediante la vía oxidativa.

### 2.1.3. Estrategias para mejorar el rendimiento deportivo mediante la hipoxia

Pese a todo lo indicado sobre la exposición a hipoxia de forma aguda y la pérdida de rendimiento aeróbico que suele acarrear, la exposición de forma prolongada puede provocar una serie de adaptaciones fisiológicas que sean potencialmente beneficiosas para el rendimiento físico. Posteriormente, veremos algunas de estas adaptaciones. No obstante, en este apartado vamos a describir, a modo de resumen, algunas de las estrategias que se utilizan habitualmente para generar estas adaptaciones, tanto recurriendo a situaciones reales en altitud como a la altitud simulada.

En cualquier caso, todas estas estrategias tienen un denominador común: la relativa complejidad o coste económico que pueden suponer, que provoca que no estén al alcance de todo el mundo. La exposición a altitud natural requiere acceder a una zona habitada situada a la altitud requerida, en la que hay que vivir durante un periodo de tiempo, o a la que hay que desplazarse cada día, en función del protocolo aplicado. Por consiguiente, las dificultades logísticas son evidentes. Por otro lado, la altitud simulada –tanto hipobárica como normobárica– requiere de equipos económicamente costosos.

### 2.1.3.1. *Live-High Train-High*

Es el modelo clásico de entrenamiento en altitud, consistente en vivir y entrenar en moderada altitud –habitualmente, entre los 2000 m y 2500 m– las 24 h del día durante unas tres o cuatro semanas [78]. Sin embargo, hay pocos lugares en el mundo donde se puede llevar a cabo esta práctica [80]. Este modelo ha presentado resultados contradictorios, hallándose mejoras de rendimiento en algunos casos, mientras que en otros han sido contraproducentes e, incluso, empeorando la salud en determinados supuestos [por ejemplo: 94–100]. Entre las principales causas para estos efectos no deseados se encuentran la incapacidad o mayor dificultad para entrenar a altas intensidades, lo que puede derivar en un estímulo de entreno insuficiente, así como un mayor estrés que favorece la aparición de síntomas de sobreentrenamiento [75,101,102]. Aunque diversas revisiones sostienen que el modelo *Live-High Train-Low* –se verá a continuación– es preferible a *Live-High Train-High* [75,78,101,102], en un metaanálisis se afirma que, en el caso de deportistas de élite, *Live-High Train-High* aporta mayores mejoras [103]. En cualquier caso, la práctica totalidad de los estudios se focalizan en el rendimiento al finalizar la estancia en altitud y regresar al nivel del mar. Sin embargo, en ciclismo, las etapas de montaña suelen ser trascendentales en el devenir final de la competición y, en ellas, es habitual que se ascienda a altitudes por encima de los 1500 m y 2000 m sobre el nivel del mar. En este caso, un reciente estudio con ciclistas profesionales demostró que aquellos que eran nativos de altitudes elevadas tenían cierta ventaja sobre los que habían nacido a baja altitud cuando los esfuerzos se realizaban por encima de los 1500 m [104]. Ello sugiere que haber vivido y entrenado en altitud durante años les ha otorgado ciertas adaptaciones que les permiten rendir mejor en condiciones de hipoxia.

### 2.1.3.2. *Live-High Train-Low*

Esta estrategia consiste en pasar una serie de horas diarias en altitud moderada o alta –ya sea real o simulada–, mientras que se entrena a menor altitud [78]. De esta forma, se consiguen solucionar algunos de los potenciales inconvenientes que se generaban con la estrategia anterior [102], especialmente aquellos relacionados con el tipo de entrenamiento y las posibles adaptaciones fisiológicas. Con esta estrategia surgieron lo que se denominaron casas de altitud, es decir, residencias en las que en su interior es posible simular altitud reduciendo la  $FiO_2$  [80]. De hecho, en la actualidad, existen algunos hoteles que incluyen esta tecnología en sus habitaciones y son utilizados habitualmente por ciertos ciclistas profesionales, que han cambiado sus estancias en altitud por estas otras.

Posiblemente, *Live-High Train-Low* sea la estrategia de entrenamiento en hipoxia que ha suscitado un mayor interés desde su aparición y buena prueba de ello es el gran número de estudios científicos y revisiones que han evaluado esta estrategia [por ejemplo: 73,76,97,105–112]. No obstante, los protocolos utilizados difieren notablemente entre estudios [78]. Así, podemos encontrar estancias en hipoxia desde cinco noches –8 h cada noche– hasta 27 días. La exposición diaria puede oscilar entre 1,5 h y 18 h en caso de altitud simulada, mientras que en los casos de altitud real suele variar entre 18 h y 24 h [78]. Asimismo, los rangos para la altitud a la que se asciende o que se simula y a la que se entrena también son muy variables y amplias: las estancias en hipoxia oscilan desde los 1800 m hasta los 5500 m y las sesiones de entrenamiento se han ejecutado desde el nivel del mar hasta los 1250 m de altitud [78,106,109]. Pese a la variabilidad en los protocolos utilizados, existe bastante consenso en que para aclimatarse adecuadamente a la altitud se necesitan, al menos, 12 h diarias durante un mínimo de 21 días y a una altitud de entre 2100 m y 2500 m [78].

### 2.1.3.3. *Live-Low Train-High o entrenamiento hipóxico intermitente*

En este caso, la exposición a hipoxia se realiza de forma artificial y únicamente durante la sesión de entrenamiento, mientras que el resto del día se vive a baja altitud [113]. Probablemente, las dificultades logísticas que entrañan las dos estrategias anteriores han favorecido que el entrenamiento hipóxico intermitente haya sido objeto de numerosas investigaciones [por ejemplo: 61,62,64,79,113–116]. Asimismo, en este caso, numerosas intervenciones se han realizado con personas no entrenadas [62], al contrario que en las estrategias anteriores, en las que la mayor parte de los estudios eran con deportistas de élite o sub-élite [103].

En los casos anteriores *–Live-High Train-High y Live-High Train-Low–* se destacaban las grandes diferencias existente en los protocolos empleados y las discrepancias en los resultados obtenidos. En el entrenamiento hipóxico intermitente existe, incluso, más variabilidad en los protocolos evaluados [62]:

- Altitud simulada en función de la  $FiO_2$ : entre un 11,7% y un 16,1%.
- Duración de la intervención: desde una a siete semanas.
- Número de sesiones semanales: entre dos y siete días semanales.
- Duración de la exposición a la hipoxia en cada una de las sesiones de entrenamiento: desde 6 min hasta 120 min.
- Tipo de entrenamiento realizado: sesiones de entrenamiento continuo a una determinada intensidad, sesiones de entrenamiento continuo combinado con entrenamiento interválico, sesiones interválicas a alta intensidad, sesiones de RSA y sesiones de fuerza.
- Nivel de los deportistas objeto de intervención: desde sedentarios o de bajo nivel a deportistas de élite.

#### 2.1.3.4. *Live-High Train-Low and High*

Esta estrategia se propone como alternativa a las anteriores, de tal forma que realizando una combinación óptima de todas ellas se trata de minimizar los posibles riesgos asociados que puedan tener a la vez que se potencian sus aspectos positivos [117]. En concreto, la propuesta es similar a *Live-High Train-Low*, salvo que se incluirán algunas sesiones de entrenamiento en altitud. Esta estrategia no ha sido demasiado estudiada hasta el momento, aunque los resultados hallados en deportes de equipo han sido prometedores [118,119]. No obstante, posiblemente, sea la estrategia más utilizada actualmente en ciclismo.

#### 2.1.4. Adaptaciones fisiológicas debidas a la exposición crónica a hipoxia

En primer lugar, se debe mencionar que la gran variedad de protocolos utilizados ha derivado en resultados diversos y, en algunos casos, contradictorios. Por poner algún ejemplo, existen estudios que avalan diferentes adaptaciones al aplicar hipoxia normobárica o hipobárica, mientras que otros no reportan la existencia de diferencias o, si las hay, son tan pequeñas que no son clínicamente relevantes [69,120]. Asimismo, otro hecho que puede contribuir a estos resultados contradictorios es que no todas las personas se adaptan igual ante el estímulo hipóxico, existiendo lo que se denominan *responders* y *non-responders* [78,84,97]. Es decir, personas que generan adaptaciones fisiológicas positivas ante el estímulo hipóxico *–responders–* y otras en las que no se observan cambios o, incluso, se producen adaptaciones negativas *–non-responders–*. Finalmente, es importante incidir en que el nivel de los deportistas también es relevante a la hora de destacar las posibles adaptaciones fisiológicas que ocurran [103]. Debido a que los deportistas de élite tienen sus sistemas fisiológicos altamente optimizados [121], los posibles cambios que se hallen en deportistas de menor nivel no siempre

serán extrapolables a profesionales. Por ello, en este apartado se van a describir las adaptaciones que se han constatado con mayor frecuencia en deportistas de alto nivel que han respondido adecuadamente a la hipoxia, sin entrar a debatir sobre el tipo de estrategia aplicada.

La exposición a hipoxia incrementa la actividad del factor inducible por hipoxia  $1\alpha$  (HIF- $1\alpha$ ) [122], lo que provoca una serie de adaptaciones metabólicas, musculares y cardiorrespiratorias que tienen incidencia en el transporte y utilización de  $O_2$  [117,123,124]. De hecho, HIF- $1\alpha$  se considera el factor clave para inducir la cascada de adaptaciones generadas por la hipoxia [78,125]. De todas estas adaptaciones, aunque el factor más conocido detrás de las posibles mejoras fisiológicas y de rendimiento es el hematológico, existen otros que juegan un rol importante: factores ventilatorios, neurales, hemodinámicos, la capacidad tamponadora y la mejora de la economía [117].

Como respuesta aguda, durante los primeros días se produce un aumento rápido de la concentración de eritropoyetina (EPO) y dichos valores se mantienen elevados durante las primeras semanas de exposición [85,97,126], retornando a niveles basales en un margen de entre 2 y 4 semanas [97]. En cualquier caso, para obtener esta reacción de forma clara, está bastante documentado que una altitud de entre 1800 m y 1900 m es insuficiente, resultando óptima una altitud de entre 2200 m y 2500 m [117]. Esta respuesta de la EPO estimula la eritropoyesis, provocando aumentos de hasta un 8% en la cantidad de eritrocitos [97]. Asimismo, también se producen incrementos de hemoglobina (Hb), tanto de la cantidad total como de forma relativa, medida como concentración en sangre [Hb] [94,97,123,126]. Dichos aumentos se mantienen estables durante, al menos, las dos primeras semanas tras retornar al nivel del mar [127]. Como consecuencia, tras un periodo de aclimatación a la hipoxia, aumentan tanto la cantidad de  $O_2$  en

sangre arterial como la saturación arterial de oxígeno ( $\text{SaO}_2$ ) [85], que se habían visto reducidas inicialmente, lo que se refleja en una capacidad de transporte de  $\text{O}_2$  en sangre mejorada [126]. También se incrementa la diferencia arterio-venosa, lo que indica un aumento de la capacidad para extraer el  $\text{O}_2$  en músculo [85], así como la densidad capilar y el volumen mitocondrial [123].

Todas las adaptaciones, pero especialmente el aumento en la cantidad de glóbulos rojos y de Hb, deberían contribuir a un aumento del  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  [78]. Sin embargo, existen resultados contradictorios, describiéndose tanto mejoras [97,128] como ausencia de cambios significativos [126]. De hecho, se sugiere que el  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  puede no ser el mejor indicador para reflejar los incrementos en el rendimiento como consecuencia de la adaptación a la hipoxia [126]. Asimismo, también se observan progresos en el máximo estado estable del  $\text{VO}_2$ , que se da a mayor intensidad [97], y una economía de ejercicio mejorada entre un 3% y un 10% [129–131]. Estos incrementos en la economía pueden deberse a un menor coste energético de la ventilación y a la mayor capacidad de utilizar carbohidratos mediante la vía oxidativa [132], aunque también se han formulado las hipótesis que puede deberse a un incremento en la producción de ATP por mol de  $\text{O}_2$  utilizado o a una disminución en las necesidades de ATP durante la contracción muscular [130].

Por otro lado, la adaptación a la hipoxia ha mostrado efectos positivos en la regulación del pH, una capacidad de amortiguación de la acidosis incrementada y una mayor tolerancia a la acidosis [117,123,130]. Concretamente, en músculo esquelético se producen una serie de adaptaciones consistentes en aumentos en la concentración de transportadores monocarboxilatos tipo 1 (MCT1) y tipo 4 (MCT4) [133,134]. Dichos aumentos facilitan el transporte del  $\text{La}^-$  en músculo esquelético y, de forma asociada al  $\text{La}^-$ , también se transporta  $\text{H}^+$  en proporción

1:1 [135]. Ello contribuye a una disminución más lenta del pH ante ejercicios de alta intensidad [117,134]. Asimismo, la hipoxia induce aumentos de la enzima anhidrasa carbónica, que participa en la regulación del bicarbonato y los H<sup>+</sup> [136], lo que también tiene implicaciones positivas en el control del pH y tolerancia a la acidez.

No obstante, no todas las adaptaciones que se generan ante la exposición a hipoxia resultan beneficiosas. De hecho, se ha observado la posibilidad de padecer depresión inmunológica, así como un aumento del estrés oxidativo, que da lugar a mayor daño tisular [123]. Además, también existen unas mayores necesidades de hierro durante la estancia en hipoxia [123], ya que es necesario para la producción de Hb y eritrocitos [78]. Otro hecho destacable son las posibles alteraciones en el sueño, lo que puede reducir la capacidad de recuperación de los deportistas [130,137]. De ahí que el trabajo en hipoxia requiera una correcta e individualizada planificación y control del entrenamiento, así como el seguimiento de diferentes marcadores fisiológicos, para valorar si se lleva a cabo o no, o si se hace preciso interrumpir una estancia [122].

### 2.1.5. Implicaciones de la exposición prolongada a hipoxia en el rendimiento en ciclismo

Las diferencias en el rendimiento son escasas en los deportistas de élite y un claro ejemplo es que en deportistas olímpicos suelen ser inferiores a un 0,5% [102]. Por ello, es habitual que traten de buscar estrategias que les reporten cualquier pequeña mejora, por mínima que sea, pues puede suponer un gran avance en el resultado competitivo. De hecho, en ciclismo se acuñó el término de “ganancias marginales”, que hacía referencia a estas mejoras prácticamente insignificantes,

pero que unidas varias de ellas, podían representar un gran avance en el resultado competitivo ante la igualdad entre deportistas. Entre estas estrategias, la hipoxia se ha demostrado eficaz y ha sido altamente utilizada en las últimas décadas [102]. Concretamente, en términos estadísticos, la hipoxia esté avalada como estrategia para la mejora del rendimiento de resistencia en deportistas de élite, lo que se refleja en un metaanálisis que reporta mejoras de un  $1,6\% \pm 2,7\%$  [103].

No obstante, la ya mencionada existencia de *responders* y *non-responders* no es una excepción entre los deportistas de mayor nivel, lo que deriva en partidarios y detractores de aplicar métodos basados en la hipoxia con deportistas de élite [138,139]. En este caso, los *responders* son aquellos cuya adaptación a la hipoxia les permite aumentar el rendimiento, mientras que los *non-responders* son deportistas en los que no se observan cambios o, incluso, se produce un decremento. Por ello, se recomienda actuar con cautela en un contexto real con deportistas e individualizar la periodización del entrenamiento [94]. En cualquier caso, aunque exista cierta controversia sobre los posibles efectos de la adaptación a hipoxia para rendir posteriormente al nivel del mar [102,123], sí que existe bastante consenso sobre sus beneficios para rendir en altitud [123]. En el caso del ciclismo, este hecho es realmente relevante, ya que las carreras se disputan sobre un perfil variable en altitud, habiendo etapas al nivel del mar y etapas de alta montaña que transcurren, en parte, por encima de 2000 m sobre el nivel del mar.

También se hace necesario destacar que, en muchas ocasiones, la literatura científica se ha centrado en describir las adaptaciones fisiológicas –o inexistencia de adaptaciones– y extrapolarlo a mejoras en el rendimiento –o no existencia de mejoras en el rendimiento–. En este sentido, se hace necesario incidir en que el rendimiento es multifactorial y que la mejora o no de un parámetro fisiológico no tiene siempre que comportar mejora o no de rendimiento deportivo. En un

contexto real con deportistas de élite, el interés del deportista radica, principalmente, en los beneficios que le pueda aportar la intervención a su rendimiento físico, independientemente de las adaptaciones fisiológicas [80].

Pese a que ya se ha mencionado que existe resultados contradictorios sobre si la hipoxia induce aumentos en el  $VO_{2MAX}$ , sí que se han hallado mejoras en la PAM [115,128]. En ciclistas bien entrenados se han obtenido mejoras de hasta un 4% de la potencia media ( $P_{MED}$ ) en una prueba CRI de 4 min [73]. En el caso de ciclistas de élite, concretamente campeones mundiales de ciclismo en pista, también se han observado mejoras de  $P_{MED}$  en 5 min [96]. En este último caso, al no existir cambios en el  $VO_{2MAX}$ , los autores proponen la hipótesis que una mejora en la capacidad anaeróbica es la causante de esta mejora de rendimiento. Para ello, se basan en el porcentaje que supone la contribución del metabolismo glucolítico al total de requerimientos energéticos en la prueba de persecución por equipos [2]. Sin embargo, no se hace referencia a otros mecanismos que pueden estar implicados en esta mejora del rendimiento, como es el caso de la ya mencionada mejora de la economía de ejercicio. Asimismo, también se han producido mejoras en el rendimiento aeróbico submáximo [97,128]. Nuevamente, la economía de ejercicio parece tener parte de responsabilidad en estos progresos. Concretamente, se han reportado aumentos en la economía de entre un 3% y un 10%, lo que se refleja en un menor  $VO_2$  para esas intensidades [130]. No obstante, los incrementos de rendimiento mencionadas en deportes de resistencia parecen más remarcables en pruebas de duraciones comprendidas entre los 4 min y los 10 min respecto a pruebas que superen los 30 min [117].

En contrapartida a la gran cantidad de estudios que se han centrado, inicialmente, en evaluar el rendimiento aeróbico por el papel relevante del  $O_2$  en la producción de energía, son muchas menos las investigaciones llevadas a cabo para valorar el

rendimiento anaeróbico [117] o la RSA [33]. No obstante, cada vez existe mayor evidencia sobre los beneficios existentes en el rendimiento de alta intensidad y corta duración [106,107,115,140,141]. De hecho, se han reportado mejoras en una prueba de *Wingate*, tanto para la  $P_{MED}$  de los 30 s como para la  $P_{MAX}$  e, incluso, para el tiempo al pico de potencia ( $tP_{MAX}$ ) [115]. Algunos autores sugieren que parte de los beneficios obtenidos en este tipo de esfuerzos se debe a la mejora de la capacidad tamponadora [106,107].

## 2.2. Hiperoxia

La hiperoxia se define como el aumento de la concentración de  $O_2$  en los tejidos, que se produce en situaciones de hiperoxemia – $PaO_2$  superior a 100 mmHg– [142]. A su vez, la hiperoxemia se origina por la suplementación de  $O_2$ , que se da cuando la  $FiO_2$  es superior a 0,21 [142,143], aumentando la  $PO_2$  por encima de la existente en aire atmosférico al nivel del mar [144]. Todo ello provoca una mayor capacidad de transportar  $O_2$  en sangre, similar a lo que sucede ante otros procedimientos como las transfusiones de sangre o la administración de EPO recombinante (para más información sobre estos dos métodos, [ver el apartado 2.4 de este capítulo, página 77](#)) [143]. Sin embargo, tanto transfusiones como EPO recombinante son métodos prohibidos por la Agencia Mundial Antidopaje (AMA), mientras que la hiperoxia está permitida hasta el momento [143,144].

Debido a la importancia que tiene el  $O_2$  en el ejercicio aeróbico, la hiperoxia se ha utilizado con diferentes fines en el rendimiento deportivo: de forma aguda para mejorar el rendimiento inmediato; de forma crónica, para poder entrenar a mayor intensidad y generar un mayor estrés fisiológico; o como forma de recuperar de un esfuerzo, al aumentar la disponibilidad de  $O_2$  [144,145].

Existe un amplio consenso sobre los efectos positivos que tiene el uso de la hiperoxia, utilizada de forma aguda, sobre el rendimiento aeróbico inmediato [144,146]. Así, se han constatado beneficios, tanto en pruebas aeróbicas máximas como en pruebas de  $T_{LIM}$  a diferentes intensidades, al respirar aire enriquecido en  $O_2$ , incrementando la tolerancia al ejercicio [58,143–145,147]. En función de la duración e intensidad del esfuerzo, así como el nivel de suplementación de  $O_2$ , las mejoras que se han reportado han sido de entre un 3% y un 30% [144]. También se han reportado incrementos en la CP, es decir, el límite superior para el ejercicio en estado estable, favorecidos por una oxigenación mejorada [148].

Sin embargo, tanto la posibilidad de utilizarla para mejorar la recuperación entre esfuerzos –ya sea entre sesiones como dentro de la propia sesión, ante un ejercicio intermitente– como su uso de forma crónica para entrenar a mayor intensidad y generar adaptaciones es cuestionable [144,145]:

- En el primero de los supuestos, podría ser interesante como método de recuperación entre esfuerzos de alta intensidad para deportes que se disputen por eliminatorias o mangas. Este podría ser el caso de algunas pruebas de ciclismo en pista o el BMX *racing*. No obstante, el equipamiento necesario para implementar la hiperoxia lo hacen poco factible en un contexto real [144]. En cualquier caso, la variabilidad individual relativa a la respuesta al entrenamiento, a la recuperación y a la hiperoxia ha aportado resultados contradictorios [145]. De hecho, un amplio número de estudios no ha evidenciado diferencias de rendimiento tras el uso, o no, de hiperoxia [144].
- En el segundo de los casos, esa mayor capacidad para entrenar puede conducir a la necesidad de aumentar la recuperación para conseguir las adaptaciones necesarias sin provocar sobreentrenamiento [145]. Además,

en diferentes intervenciones llevadas a cabo, los resultados han sido contradictorios, hallándose mejoras de rendimiento en algunos casos y no produciéndose efectos positivos en otros [143,149]. No obstante, una posible utilidad que se ha estudiado con resultados satisfactorios en ciclistas es el uso de la hiperoxia para tratar de simular la metodología *Live-High Train-Low* en concentraciones en altitud [150]. Concretamente, durante una estancia a 1840 m, se realizaban tres sesiones semanales de entrenamiento intermitente de alta intensidad con una  $PO_2$  equivalente a la del nivel del mar. Ello permitió entrenar a mayor intensidad y, a su vez, reportó mejoras en el rendimiento aeróbico submáximo.

Entre los efectos fisiológicos que provoca durante el ejercicio, se destaca una mayor eficiencia en el intercambio de gases en los pulmones, un menor trabajo ventilatorio, una disminución de la FC para una misma intensidad –sin afectar a la frecuencia cardíaca máxima ( $FC_{MAX}$ )–, un aumento de la saturación muscular de oxígeno ( $S_{mO_2}$ ) y el mantenimiento de una  $SpO_2$  elevada, limitando o minimizando su caída durante el ejercicio intenso [145,147,149].

Sin embargo, tanto en ejercicio como en reposo, la hiperoxia potencia un aumento en la producción de especies reactivas del oxígeno (ROS), lo que puede derivar en toxicidad [142,144]. Por este motivo, la exposición de forma crónica puede provocar problemas de salud, especialmente si no se controla de forma adecuada la dosis aplicada, motivo por el que se recomienda utilizar la exposición a hiperoxia con cautela [144].

### 2.3. Entrenamiento de la musculatura inspiratoria y/o respiratoria

Al igual que el intercambio de gases, que anteriormente se había indicado que funciona por diferencia de presiones en el organismo (ver página 59), la mecánica de la ventilación pulmonar actúa de forma similar. Tanto la entrada de aire durante la inspiración como la salida durante la espiración se producen por cambios de presión en el tórax.

Concretamente, para la entrada de aire, los músculos inspiratorios se contraen, aumentando el volumen de la caja torácica y generando una presión negativa, es decir, menor que la atmosférica [151]. Ello provoca que el aire entre a los pulmones. En situaciones de reposo, los principales músculos inspiratorios son el diafragma y los intercostales externos. Durante el ejercicio, la mayor demanda exige la participación de otra musculatura adicional, como es el caso de escalenos y de esternocleidomastoideos [152].

En el caso de la espiración, en reposo es pasiva y se produce por la relajación de los músculos inspiratorios y las propiedades elásticas de los tejidos. Sin embargo, en determinadas situaciones se produce de forma activa, debida tanto a la relajación de los músculos inspiratorios como a la acción de la musculatura espiratoria –abdominales e intercostales internos–. Una de estas situaciones es durante el ejercicio intenso, como consecuencia del aumento de la frecuencia respiratoria [152].

Por estos motivos, en los últimos años ha tomado especial relieve el entrenamiento de la musculatura implicada en la ventilación, ya que se considera que puede tener repercusiones positivas para el rendimiento en determinadas situaciones [153]. El foco principal se ha ubicado en el IMT, aunque el RMT –trabajo tanto de

musculatura inspiratoria como espiratoria– ha mostrado una eficacia similar [153]. De hecho, se han reportado mejoras de rendimiento y en parámetros fisiológicos, en condiciones de hipoxia, tras realizar un programa de RMT o IMT [66,67,87,154]. Concretamente, una de las variables en las que parece tener mayor repercusión este tipo de entrenamiento es en la SpO<sub>2</sub>, minimizando su descenso en condiciones de hipoxia entre un 3% y un 6% [67,87]. Asimismo, también parece minimizar el efecto negativo de la hipoxia sobre la eficiencia ventilatoria [66]. En cuanto al impacto en situaciones de normoxia tras un programa de RMT o IMT, aunque no se observan cambios en la SpO<sub>2</sub> como en hipoxia, también se han hallado efectos positivos en el rendimiento aeróbico máximo o submáximo [66,67,89,155,156].

Entre estos dispositivos de IMT, hace unos años surgieron las máscaras de entrenamiento, que constan de un filtro o un orificio, que se puede abrir o cerrar, para dificultar la entrada de aire. En algunos casos, estas máscaras se comercializaron indicando que simulaban altitud y los niveles de resistencia tenían una equivalencia a los metros de elevación que representaban. Ello queda patente en diferentes estudios en los que se indicaba que las máscaras se habían ajustado a altitudes de 914 m, 1829 m, 2743 m, 3658 m, 3000 pies, 6000 pies, 9000 pies o 12000 pies y que incluso podían ajustarse a 5489 m o 18000 pies [89,157–161]. No obstante, en ningún momento se cambia la PO<sub>2</sub>, lo que sirvió para demostrar que estas máscaras no simulan hipoxia y que, más bien, son un método de IMT [89]. De hecho, nuestros resultados –aún sin publicar– en los que evaluamos las respuestas físicas y fisiológicas ante el uso de las máscaras de forma aguda avalan esta teoría (**ver referencia en anexo 1, otros trabajos sometidos durante la tesis doctoral**). En todo caso, podría producirse cierta hipercapnia al aumentar la presión parcial de dióxido de carbono (PCO<sub>2</sub>) en el espacio interior de la máscara [160,161].

## 2.4. Métodos prohibidos: transfusiones sanguíneas y administración de eritropoyetina exógena

Las autotransfusiones sanguíneas o la administración exógena de EPO recombinante inducen aumentos en la cantidad de eritrocitos, lo que comporta implicaciones para el rendimiento máximo y submáximo en deportes de resistencia [123]. Diferentes estudios han mostrado incrementos de [Hb] de entre un 3% y un 28% tras la reinfusión de sangre autóloga o la inyección de EPO, así como de entre un 5% y un 13% en el  $VO_{2MAX}$  [57,162–168]. En concreto, se ha reportado que, independientemente del método por el que aumente la [Hb], por cada g/dl de incremento, el  $VO_{2MAX}$  mejora 0,2 l/min [162]. Todo ello se ha traducido en mejoras en el rendimiento aeróbico máximo y submáximo [166,168,169]. Por el contrario, también se ha reportado que la donación de sangre provoca reducciones de [Hb] y de hematocrito, así como una disminución del rendimiento aeróbico – $VO_{2MAX}$  y prueba  $T_{LIM}$  a PAM– [60]. En definitiva, resulta evidente que la manipulación de variables relacionadas con la capacidad de transportar  $O_2$  en sangre tiene incidencia en el rendimiento aeróbico.

Sin embargo, tanto las transfusiones como la administración de EPO exógena son técnicas que están prohibidas por la AMA [170]. Por ello, algunos deportistas que utilizan estos métodos ilegales alegan el uso de la hipoxia para justificar sus valores fisiológicos anormalmente elevados de [Hb] y hematocrito [102]. De hecho, incluso la hipoxia inducida artificialmente fue estudiada por la AMA para valorar su posible prohibición y, aunque en 2007 se desestimó su inclusión como método prohibido, en Italia se considera una práctica ilegal desde junio del 2005 [102].

## 2.5. Hipoxemia e hipercapnia: apnea

Hasta el momento, nos hemos centrado en el  $O_2$  por su trascendencia en el metabolismo y el rendimiento deportivo, pues se trata de la molécula necesaria para producir energía mediante la vía oxidativa. Sin embargo, en la respiración existe otra molécula que juega un rol principal: el  $CO_2$ . Durante la producción de energía se genera  $CO_2$  en los tejidos, que se debe transportar hasta los pulmones para ser expulsado posteriormente a la atmósfera. En este caso, el transporte es algo diferente al que se daba con el  $O_2$  desde los pulmones a los tejidos, que en su mayoría era unido a la Hb –formando oxihemoglobina ( $O_2Hb$ )– y una pequeña proporción disuelta en sangre [151,171]. Con el  $CO_2$ , un pequeño porcentaje se transporta unido a la Hb, otra pequeña cantidad disuelta en sangre y la mayor proporción lo hace en forma de ion bicarbonato [151,171]. Respecto al transporte a través de la Hb, se debe remarcar que, aunque  $O_2$  y  $CO_2$  no compiten entre ellos para combinarse con la Hb, pues lo hacen en lugares diferentes de la molécula, el  $CO_2$  tiene mayor afinidad por la Hb que no se ha combinado con  $O_2$ , denominada desoxihemoglobina u hemoglobina desoxigenada (HHb) [151].

Durante el ejercicio aumenta el  $VO_2$ , como consecuencia de las demandas en los tejidos activos, pero a su vez, también se incrementa la producción de dióxido de carbono ( $VCO_2$ ). Ambas situaciones estimulan un aumento de la frecuencia ventilatoria, entre otras respuestas fisiológicas, como medida para contrarrestar la disminución en la disponibilidad de  $O_2$  y la elevación de la  $PCO_2$ , tratando de alcanzar una nueva situación de equilibrio. En caso de niveles muy altos de  $CO_2$ , también se acumula  $H^+$ , disminuyendo el pH, por lo que parece que el  $CO_2$  tiene un mayor potencial en la regulación de la ventilación en comparación con el  $O_2$  [151]. Asimismo, la acidosis que se genera, especialmente elevada ante esfuerzos de alta intensidad, suele limitar la actividad muscular. Por ello, mejorar la

capacidad para trabajar con estos niveles de acidosis alta puede ser determinante para el rendimiento en determinadas modalidades deportivas, especialmente en aquellas que requieren esfuerzos de muy alta intensidad.

Por todo lo expuesto, estrategias en las que se eleven los niveles de CO<sub>2</sub>, a la vez que disminuyen los de O<sub>2</sub> pueden ser interesantes, tanto por tratar de mejorar la tolerancia a la acidosis como por las respuestas y adaptaciones que se pueden producir en el organismo. Es aquí donde surge la idea de utilizar la apnea como estrategia de entrenamiento, pues induce hipoxemia e hipercapnia [172–175]: al contener la respiración, se deja de aportar O<sub>2</sub> al organismo y sus niveles van cayendo mientras se va consumiendo. Ello genera hipoxemia hasta que se retoma la respiración nuevamente. A su vez, si se bloquean las vías aéreas no solo para la entrada de aire, sino también para la salida, el CO<sub>2</sub> generado no se puede expulsar, acumulándose en sangre y produciendo hipercapnia, lo que puede suponer un estímulo interesante de cara a la mejora del rendimiento.

En el siguiente apartado, se desarrollan con profundidad todos los aspectos relacionados con la apnea, su fisiología y las posibles aplicaciones al rendimiento deportivo.

### 3. La apnea

El significado del término apnea tiene dos acepciones: falta o suspensión de la respiración y modalidad deportiva acuática en la que, sin ningún tipo de respirador, se trata de descender a la mayor profundidad posible o recorrer la mayor distancia posible bajo el agua [176]. A lo largo de este documento, al hacer referencia a apnea, lo haremos como sinónimo de contener la respiración de forma voluntaria. No obstante, antes de proceder a ello, se ha de mencionar que la apnea –tanto voluntaria como involuntaria– y sus efectos han sido ampliamente estudiados en la literatura científica, especialmente en el ámbito médico y sanitario, por la existencia de patologías relacionadas con la interrupción involuntaria de la respiración y sus efectos nocivos [por ejemplo: 177–182]. En el campo de las Ciencias del Deporte, el estudio de la apnea –en este caso, voluntaria– también se ha abarcado ampliamente, por motivos obvios, en buceadores [por ejemplo: 183–190]. Debido a la respuesta aguda que se observa tras contener la respiración en este tipo de población, así como a las adaptaciones crónicas producidas tras su realización de forma prolongada a lo largo del tiempo, se ha sugerido que realizar apneas podría ser una estrategia, alternativa a la hipoxia, para mejorar el rendimiento deportivo [191]. Sin embargo, aunque existen diferentes estudios que han evaluado la fisiología de la apnea en otros deportistas que no sean buceadores, muy pocos casos han comprobado si su aplicación puede proporcionar mejoras en el rendimiento, ya sea utilizada de forma aguda [121,192–194] o crónica [192,195,196].

Salvo uno de estos estudios, que encontró mejoras de rendimiento en una prueba en cicloergómetro tras realizar apneas de forma aguda –sin observarse cambios, posteriormente, tras dos semanas de entrenamiento diario de apnea– [192], el resto

de estudios no han reportado diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, tal y como se argumentará posteriormente (ver capítulo 4, apartado 2, página 112), todos estos estudios tienen una limitación muy importante, que es el reducido tamaño de sus muestras. Además, en ninguno de ellos se evaluó a deportistas de élite, cuya respuesta puede ser muy diferente a la de deportistas de menor nivel [121]. Asimismo, no se puede perder de vista que el margen que existe en las diferencias de rendimiento en los deportistas profesionales es muy pequeño [102], por lo que una mínima mejora, por pequeña que sea, puede ser muy relevante en competición [197]. Considerando todos estos aspectos, hay que tener presente que un resultado estadísticamente no significativo no implica necesariamente que no haya un posible efecto que merezca la pena [198], pues podría representar diferencias en un contexto práctico real [197]. Por todo ello, parece tentador, al menos, tratar de averiguar si la apnea podría proporcionar algún pequeño beneficio en deportistas profesionales de determinadas modalidades.

En este apartado, vamos a tratar de describir en profundidad todo lo relacionado con la realización de apneas y sus efectos sobre variables fisiológicas que puedan tener repercusión en el rendimiento deportivo. En primer lugar, se hará referencia a las fases que se pueden observar en una apnea, la duración de cada una de estas fases y las posibles formas de contener la respiración. Posteriormente, se indicarán las respuestas agudas que se observan al realizar apneas, destacando principalmente la respuesta cardiovascular –conocida como respuesta de buceo– y la contracción del bazo. A continuación, se describirán las adaptaciones crónicas que se han observado en buceadores, así como aspectos que se han constatado en personas sin experiencia previa tras realizar un programa de entrenamiento en apnea. Finalmente, se detallarán los posibles beneficios al rendimiento deportivo que pueden aportar las apneas, así como se valorará, de forma crítica, los escasos estudios existentes hasta la fecha.

### 3.1. Fases, duración y tipos de apneas

Al realizar una apnea máxima, se pueden diferenciar dos periodos, uno inicial denominado fase fácil o de relajación y un segundo que recibe el nombre de fase de lucha [199–205]. Aunque con menor frecuencia, estas dos fases también se han designado como de normoxia y de hipoxia, respectivamente [206,207], y en algún caso, también se ha referido a la fase de lucha como fase de reajuste [208]. A su vez, la fase de relajación se puede subdividir en otras dos etapas, una primera fase rápida y una fase de estado estable [203,204,208,209].

La fase fácil es un periodo en el que se suprime la actividad neuromuscular respiratoria, la glotis está cerrada y no se producen movimientos significativos de la pared torácica [205,210]. Al contener la respiración, se produce un descenso rápido en las variables hemodinámicas –fase rápida inicial– [209]. La duración de esta fase inicial rápida suele ser inferior a los 30 s [203] y no varía incluso aunque con anterioridad al inicio de la apnea se suplemente con O<sub>2</sub> [203,204]. Se caracteriza por cambios en la presión sanguínea y la FC [203]. Posteriormente, durante la fase de estado estable, estas variables se mantienen relativamente constantes en los valores alcanzados al final de la fase rápida [203,209].

El cambio entre la fase fácil y la fase de lucha viene determinado por lo que se denomina punto de ruptura fisiológico [204,208,210,211]. Este punto se caracteriza por el inicio de una serie de movimientos respiratorios involuntarios consistentes en contracciones de diafragma [175,200,201,203,204,209,210]. Se ha observado que, independientemente de la duración con la que se alcance este punto, se da a una SpO<sub>2</sub> de, aproximadamente, un 95% [206,208]. Asimismo, se ha constatado que la duración de la fase de estado estable se puede prolongar por diversos medios, retrasando la llegada del punto de ruptura fisiológico:

suplementando con O<sub>2</sub> antes de iniciar la apnea [203,204], familiarizándose con la realización de apneas durante algunas semanas [212], al estar sumergido en agua [206] o con la sucesión de apneas de forma repetida con 2 min de intervalo entre cada una [211]. En el caso de buceadores experimentados se ha indicado que se precisan de, al menos, 3 min conteniendo la respiración para alcanzar la fase de lucha [213].

Durante la fase de lucha, las contracciones diafragmáticas aumentan en amplitud y frecuencia hasta que se alcanza el punto de ruptura volitivo [201,203] o punto de ruptura convencional [210], que es cuando se vuelve a abrir la glotis y se retoma la respiración [200,201]. La duración de esta fase depende, fundamentalmente, de la habilidad psicológica para soportar las sensaciones desagradables que provocan la acumulación de CO<sub>2</sub> [199,205,210]. De hecho, la apnea voluntaria se considera un estado psicofisiológico en el que un control cortical extremo supera el impulso ventilatorio automático subcortical [205]. En el caso de buceadores experimentados, los desencadenantes para retomar la respiración son la desaturación cerebral de O<sub>2</sub> y la intensa hipercapnia [175]. Por ello, al estar ampliamente familiarizados con estas sensaciones, los buceadores experimentados son capaces de contener la respiración mucho más tiempo que aquellas personas sin experiencia previa [199,214,215], pudiendo estar sin respirar incluso más de 10 min [175,200].

Como se ha indicado con anterioridad, la duración de la fase de estado estable aumenta tras familiarizarse durante unas semanas con la sensación que se experimenta al contener la respiración [212] o al realizar apneas repetidas [211]. Otros estudios simplemente han reportado aumentos en el tiempo que se contiene la respiración tras un periodo de familiarización [196] o tras realizar apneas repetidas [216], sin indicar si se debían a la prolongación de una fase en concreto.

Probablemente, no sea debido solamente al aumento reportado de la fase de estado estable, sino que los aspectos psicológicos y la respuesta fisiológica permitan prolongar la fase de lucha. En cuanto a las apneas repetidas, se ha informado que los aumentos de tiempo se producen progresivamente hasta la quinta contención de la respiración, momento en el que ya no se observan cambios [216]. Asimismo, esta respuesta no ofrece diferencias entre hombres y mujeres [216].

En cuanto a los tipos de apnea que se pueden diferenciar, se han estudiado las apneas con inmersión facial en agua fría, con inmersión total, sumergido solamente el cuerpo –sin introducir la cara en el agua– y las apneas secas o en aire. Asimismo, también se ha diferenciado entre apneas en reposo –o estáticas– y apneas durante el ejercicio –o dinámicas–.

Las apneas con inmersión total han sido ampliamente estudiadas en buceadores, mientras que las apneas con inmersión facial en agua fría o con el cuerpo sumergido se han estudiado en condiciones de laboratorio. En todos estos casos, está demostrado que provocan una mayor respuesta de buceo que las apneas secas [175,209,217] (para el concepto “respuesta de buceo”, [ver el apartado 3.2.1 del presente capítulo, página 86](#)):

- Al sumergir el cuerpo, la presión hidrostática y la temperatura del agua causan un efecto conservador del O<sub>2</sub> al redistribuir el flujo sanguíneo [217].
- Con la inmersión facial en agua fría se estimulan los receptores faciales del frío, aumentando a su vez la respuesta de buceo [217,218].

En cualquier caso, pese a poseer un mayor potencial que las apneas secas, su aplicación práctica en un contexto real para el ciclismo resulta inviable, por lo que no se va a profundizar en este tipo de apneas al no tratarse del objetivo de la tesis.

Por ello, de aquí en adelante, salvo que existe una mención expresa a apneas con inmersión –total, corporal o facial–, nos referiremos exclusivamente a las apneas secas o en aire, sin necesidad de incluir el calificativo para facilitar la lectura.

Respecto a las apneas estáticas o dinámicas, al realizar ejercicio mientras se contiene la respiración, se reducen a mayor velocidad las reservas de O<sub>2</sub> en el organismo, a la vez que aumenta la producción y acumulación de CO<sub>2</sub> [208]. Por lo tanto, los niveles de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> que caracterizan el punto de ruptura fisiológico se alcanzan en un menor tiempo [208], desarrollando hipoxemia e hipercapnia a mayor velocidad [219,220]. De hecho, se ha formulado la hipótesis que el punto de ruptura fisiológico se alcanza cuando la PaCO<sub>2</sub> llega a unos 47-48 mmHg [210], aunque otros autores sugieren que más que de un valor absoluto, depende del incremento en la PaCO<sub>2</sub> [204]. En cualquier caso, se ha comprobado que, mientras que en las apneas en reposo se podían diferenciar hasta tres fases, en las apneas dinámicas desaparece la fase de estado estable, pasando directamente de la fase rápida inicial a la fase de lucha [208]. Además, la duración de la fase inicial rápida no se ve alterada y sigue durando en torno a unos 30 s [208], como ya se había indicado con anterioridad [203].

### **3.2. Respuestas agudas al contener la respiración**

Las principales respuestas del organismo al contener la respiración de forma prolongada son, al menos, la respuesta cardiovascular de buceo y la contracción esplénica [221]. El objetivo primario de estos mecanismos del cuerpo humano es conservar el O<sub>2</sub> del organismo para prolongar la conciencia y la supervivencia de las células [174]. Como consecuencia, permiten incrementar el tiempo que se puede estar sin respirar [222], que será mayor conforme más aumentada sea la respuesta [223]. Asimismo, como ya se ha indicado anteriormente, la realización

de hasta cinco apneas de forma repetida prolonga el tiempo que se es capaz de contener la respiración [216], como consecuencia de estas respuestas del organismo. El tiempo de recuperación necesario entre cada una de las apneas para maximizar las respuestas y normalizar los niveles de  $O_2$  y  $CO_2$  se ha estimado en 2 min [211], pues un periodo más corto no permite recuperar completamente las variables cardiovasculares y ventilatorias [216]. En cualquier caso, al igual que ante una apnea de forma aislada, la respuesta ante las apneas repetidas se puede ver influenciada por el estado de entrenamiento y el periodo que se es capaz de contener la respiración [224], por lo que el grado de familiarización previa con las apneas juega un rol importante.

### 3.2.1. Respuesta de buceo

La respuesta cardiovascular al contener la respiración, que se da de forma similar tanto en hombres como en mujeres [225], tiene como objetivo principal preservar las reservas de  $O_2$  para los órganos vitales sensibles a la hipoxia, como es el caso del cerebro y el corazón [172,175,199,226]. Se caracteriza por la aparición de bradicardia, disminución del gasto cardiaco, vasoconstricción periférica y aumento de la presión arterial sistémica [217,227–229]. Todo ello provoca una redistribución del flujo sanguíneo, aumentándolo hacia los órganos sensibles a la hipoxia para tratar de mantener unos adecuados niveles de aporte de  $O_2$  [228], mientras que se reduce el  $O_2$  en los tejidos periféricos [175]. Todas estas complejas adaptaciones se producen incluso con anterioridad a que ocurra cualquier cambio relevante en los gases en sangre arterial [215]. Asimismo, junto a la vasoconstricción periférica, el aumento progresivo del  $CO_2$  durante la fase de lucha induce vasodilatación cerebral, lo que unido a los movimientos involuntarios del diafragma permiten mantener la oxigenación cerebral [175,200].

Se ha de destacar que los buceadores, debido a su experiencia en contener la respiración, muestran una respuesta aumentada de buceo en comparación con personas sin experiencia previa [199], lo que les permite ahorrar O<sub>2</sub> y poder estar más tiempo sin respirar.

### *3.2.1.1. Frecuencia cardíaca y gasto cardíaco*

Para preservar el O<sub>2</sub> en el organismo, se reduce el VO<sub>2</sub> como consecuencia de una reducción del gasto cardíaco [222]. Dicha disminución del gasto cardíaco se origina por descensos simultáneos del volumen sistólico y de la FC [226], incluso en las apneas dinámicas [230]. En la fase final de la apnea, pese a que la FC sigue disminuyendo, el gasto cardíaco se estabiliza como consecuencia de un aumento del volumen sistólico [203,204,209].

En los primeros segundos de una apnea máxima se produce un ligero aumento de la FC [173,203,204,208,212,231], como barorreflejo para tratar de controlar la presión arterial [203], alcanzado un valor máximo de forma simultánea a cuando la presión arterial alcanza su mínimo [204]. No obstante, inmediatamente se observa un progresivo declive [173,203,209,212], de forma que al final de la fase rápida inicial, la FC es la misma que en el inicio [204] o incluso inferior [208]. A continuación, se mantiene constante durante la fase de estado estable [204,209]. Al superar el punto de ruptura fisiológico, se observa un segundo declive, que se mantiene hasta que se retoma la respiración [204,208,209]. En esta última fase, la disminución de la FC es aún más acentuada, probablemente debido a la activación tanto del barorreflejo como del quimiorreflejo [213]. Esta dinámica es de la misma magnitud en hombres y mujeres [216] y se produce independientemente del grado de experiencia que se tenga en contener la respiración [199], aunque considerando que aquellos sin experiencia puede que no alcancen la fase de lucha.

También se ha observado la existencia de un descenso de la FC al realizar apneas combinadas con ejercicio a baja intensidad, tanto en buceadores [222,226] como en personas sin experiencia [230]. Esto resulta realmente interesante, ya que pese al posible conflicto que se produce entre las demandas de O<sub>2</sub> en los músculos activos y la necesidad de conservar el O<sub>2</sub> para los órganos vitales, el cuerpo prioriza la segunda opción. No obstante, algunos autores reportan resultados contradictorios en triatletas, afirmando que se producía un aumento del 40% de la FC durante una apnea dinámica de 60 s [172]. Sin embargo, ese dato se ha calculado tomando como referencia el valor de la FC de reposo y no la que había al iniciar la apnea. Al estar pedaleando con anterioridad a iniciar la apnea, la FC debería haber aumentado con respecto a la de reposo, dato no reportado en los resultados de dicho estudio. Considerando la ausencia de la fase de estado estable al tratarse de apneas dinámicas [208], la FC al entrar en la fase de lucha, si se diera el caso, sería similar a la del inicio de la apnea [204] o incluso inferior [208], descendiendo de forma acusada a partir de ese momento. Asimismo, aunque en el grupo de buceadores de dicho estudio, la FC tras la apnea sí que fue inferior a la de reposo, se indica que la FC de reposo era superior a la de los triatletas. Por lo tanto, este hecho, unido a una respuesta de buceo aumentada, favorecería alcanzar valores de FC más bajos, pero ello no implica necesariamente que los triatletas hayan aumentado su ritmo cardiaco respecto al que había al iniciar la apnea.

Respecto a la realización de apneas repetidas, la bradicardia en cada una de las apneas se reestablece en el periodo de recuperación de 2 min, retornando a los valores previos al iniciar la siguiente contención de la respiración [211]. Por otro lado, en cuanto al posible impacto de las apneas sobre la FC si se realiza ejercicio de alta intensidad posteriormente, pese a la bradicardia que se produce durante las mismas, el ritmo cardiaco al final del esfuerzo no se ve alterado en comparación con la no realización de apneas [194].

### *3.2.1.2. Presión sanguínea y redistribución del flujo sanguíneo*

Al iniciar la apnea, durante la fase de relajación, la hipertensión se produce por una vasoconstricción masiva de los vasos periféricos [232] como consecuencia de la activación quimiorrefleja del sistema nervioso simpático [233]. Por efecto barorreflejo, la presión arterial sigue un curso contrario al de la FC, de forma que a medida que se va produciendo la bradicardia, la presión arterial va en aumento [230], alcanzando un máximo cuando se retoma la respiración al final de la apnea [202,234–236]. Ello es consecuencia de la vasoconstricción periférica [223], redistribuyendo el flujo de sangre hacia los órganos vitales [231]. De hecho, el flujo sanguíneo cerebral aumenta considerablemente para mantener la oxigenación en dicho órgano [173,175] debido la vasoconstricción periférica, al aumento de presión sanguínea y al aumento de la PCO<sub>2</sub>, que conduce a vasodilatación cerebral [215,228,237,238]. Este aumento del flujo sanguíneo mejora la perfusión cerebral en respuesta a la hipoxemia, lo que contribuye a proteger el tejido cerebral [172].

En cuanto a la realización de apneas repetidas, al igual que ocurría con la FC, los 2 min de recuperación entre apneas son suficientes para que la presión arterial retorne a los valores basales [211].

### *3.2.1.3. Intercambio de gases y gases en sangre*

Durante una apnea máxima, el VO<sub>2</sub> se reduce mediante la respuesta de buceo, como un efecto conservador del O<sub>2</sub> para los órganos vitales [222,234]. Especialmente, se reduce el aporte de O<sub>2</sub> a los tejidos periféricos, incluso aunque se esté realizando ejercicio [222,226,229,230], lo que deriva en una mayor anaerobiosis [226]. Al mismo tiempo, al bloquear la eliminación de CO<sub>2</sub>, su

difusión a los pulmones se ve reducida [222], causando aumentos de  $PCO_2$  en sangre y pulmones [226]. De hecho, la  $PCO_2$  alveolar aumenta más rápido que la venosa, invirtiendo el gradiente, lo que acaba provocando que se altere el intercambio de  $CO_2$ , pasando de pulmones a sangre [222,229]. Asimismo, mientras que la  $PCO_2$  en sangre venosa es más elevada que en sangre arterial antes de iniciar una apnea, al finalizarla –si ha sido de una duración suficiente–, la  $PaCO_2$  supera a la venosa [226], reflejando la severa hipercapnia que se puede alcanzar [173,174]. Además, inversamente a la  $PCO_2$ , la  $PO_2$  disminuye tanto en sangre arterial como venosa, generando niveles extremos de hipoxemia [173,174].

En cuanto a la  $SaO_2$ , se mantiene prácticamente constante o desciende ligeramente durante la fase estable [175,203,208,231], pero al superar el punto de ruptura fisiológico, cae de forma paralela a la FC [206]. La saturación de oxígeno en sangre venosa también disminuye, aunque en menor medida que la  $SaO_2$  [173]. Algunos autores han afirmado que el valor de  $SaO_2$  asociado al punto de ruptura fisiológico es de un 95% [206,208], mientras que en las apneas dinámicas, el descenso pronunciado se produce en torno a los 30 s tras el cese de la respiración [208,234]. La  $SaO_2$  disminuye visiblemente durante toda la fase de lucha hasta alcanzar el mínimo al final de la apnea, denominado nadir [206,234]. En el caso de las apneas combinadas con ejercicio, la reducción del flujo sanguíneo disminuye la entrega de  $O_2$  a los músculos activos, lo que causa disminuciones importantes en la  $SaO_2$  [230]. El nadir, independientemente de si se mide la  $SaO_2$  o la  $SpO_2$ , se localiza entre 10 s y 30 s después de retomar la respiración [199,201,202,204,206,216,223,231,234]. Este desfase se debe al tiempo que tarda la sangre en circular entre los pulmones y la arteria radial o el punto periférico en el que se mida –habitualmente, lóbulo de la oreja o dedo de la mano, con un pulsioxímetro– [206,223]. Además, el retardo tiende a aumentar durante la apnea por la vasoconstricción periférica [206].

Sin embargo, este desfase casi no existe en la oxigenación muscular, pues la  $S_{mO_2}$  disminuye antes que la  $S_{aO_2}$  [238]. Asimismo, la rápida desaturación de la oxigenación muscular sirve para constatar la redistribución del flujo sanguíneo hacia los órganos vitales como el cerebro, donde la desaturación se produce más tarde [175,238]. Sin embargo, la restauración de la saturación tras retomar la respiración ocurre antes en el cerebro que en los tejidos periféricos [236].

Una respuesta de buceo aumentada se asocia con tasas más altas de desaturación al final de una apnea máxima. A su vez, una  $S_{aO_2}$  más baja al final de una apnea máxima sugiere una mayor tolerancia a la asfixia [212]. De hecho, este descenso progresivo aumenta la capacidad de transportar  $CO_2$  en sangre [229]. Por ello, en los buceadores se puede observar un mayor declive en comparación con personas sin experiencia en contener la respiración [214], siendo capaces de alcanzar valores inferiores al 70%, mientras que en las personas sin experiencia, raramente se sobrepasa el 90% [215]. Sin embargo, aunque la magnitud absoluta del declive es mayor, el inicio del descenso –es decir, el punto de ruptura fisiológico– se retrasa en buceadores, manteniendo tasas de  $S_{aO_2}$  más elevadas para un mismo tiempo sin respirar [172,223,234]. No solamente eso, sino que, en para misma duración, también se observa que la hipercapnia producida es menor [239].

#### *3.2.1.4. Lactato y pH*

Numerosos estudios han mostrado que, tras realizar apneas máximas, se producen incrementos de la concentración de  $La^-$  en sangre, tanto si las apneas se realizan en reposo [196,240–242] como si se hacen de forma dinámica combinadas con ejercicio de baja intensidad [196,214,226]. No obstante, en algunos estudios también se han dado casos en los que no se han producido cambios en la concentración de  $La^-$  en apneas estáticas [194] o dinámicas [222], de forma

inesperada según los propios autores de uno de estos estudios [222]. De hecho, argumentan que la respuesta de buceo disminuye el aporte de O<sub>2</sub> a los músculos activos, por lo que si no se pueden satisfacer las demandas del ejercicio, se necesitaría una mayor aportación del metabolismo anaeróbico [222,230], lo que se relacionaría con una mayor acumulación de La<sup>-</sup> en sangre [223,226]. A su vez, la mayor producción de energía por la vía anaeróbica no solamente comporta incrementos de La<sup>-</sup>, sino que también aumenta la acumulación de H<sup>+</sup> [230] y se reduce el pH –de forma más acentuada en sangre arterial respecto a la sangre venosa– [173,226]. De hecho, los últimos instantes de las apneas máximas no solamente se relacionan con una severa hipoxemia e hipercapnia, sino también con una gran acidosis [173]. En el caso de personas sin experiencia, se observó que al realizar apneas, tanto estáticas como dinámicas, aumentaba la concentración de La<sup>-</sup>, la acidosis y el estrés oxidativo [196].

Asimismo, en cuanto a los efectos de realizar apneas repetidas antes de un esfuerzo físico, se ha observado que los valores de La<sup>-</sup> son inferiores al finalizar un esfuerzo máximo en comparación con un protocolo de respiración normal previo al ejercicio [193]. De hecho, en otro estudio similar, aunque las diferencias no fueron significativas, la concentración de La<sup>-</sup> también fue 1 mmol/l inferior tras el esfuerzo en el que se realizaron apneas previas [194]. Ello podría sugerir que realizar apneas provoca unas respuestas que favorecen un aumento de la producción de energía mediante el metabolismo oxidativo, reduciendo la necesidad de recurrir al metabolismo anaeróbico, o que aumentan la capacidad de amortiguación de la acidosis. De hecho, esto podría estar en consonancia con los efectos derivados de la contracción del bazo, que se detallarán a continuación.

### 3.2.2. Contracción esplénica

El bazo humano contiene almacenadas en su interior unas reservas de unos 200-250 ml de sangre con una alta concentración de eritrocitos –aproximadamente, el 10% del total de glóbulos rojos del cuerpo– [243]. Este órgano se contrae ante diferentes estresores, como la hipoxia [244,245], el ejercicio [243,246] o la apnea [194,211,224,243,247], lo que provoca que se expulse parte de ese contenido de sangre al sistema circulatorio [211,243,248], elevando el hematocrito y la [Hb] [249]. La cantidad total de eritrocitos circulantes se puede incrementar entre un 2% y un 4% [250], mientras que la [Hb] puede subir entre un 2% y un 5% [250–252]. Ello provoca que, temporalmente, aumente el almacenamiento de gas circulante, la capacidad de amortiguación de CO<sub>2</sub> [211,248] y la capacidad de transporte de O<sub>2</sub> [211,250]. Estos aumentos hematológicos debidos a contener la respiración empiezan a disminuir pasados 3 min tras la última apnea [211,224] y tienen un efecto de entre 8 y 10 minutos antes de retornar a los valores basales [211,212,224,250]. Por ello, esta ventana temporal podría ser una oportunidad para mejorar el rendimiento en determinadas pruebas [248], pues se presupone que existe un mayor potencial tanto para obtener energía mediante la vía oxidativa como para minimizar la acidosis derivada de los esfuerzos de muy alta intensidad.

Aunque algunos autores han sugerido que se precisa de tres apneas máximas sucesivas para inducir contracción esplénica y aumentar los niveles de [Hb] [211], una única apnea máxima y en reposo es capaz de inducir una fuerte contracción del bazo. Sin embargo, para conseguir una contracción completa, sí que se hace necesaria la realización de 3-4 apneas repetidas [191,194,211]. En este caso, y siguiendo con lo indicado previamente, una recuperación de 2 min entre apneas es el margen necesario y suficiente para maximizar dicha contracción dando suficiente tiempo para normalizar los niveles de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub> [211].

La reducción del volumen esplénico coincide con el inicio de las contracciones involuntarias del diafragma [200]. Es decir, el bazo se contrae durante la fase de lucha. Este podría ser el motivo por el que los buceadores muestran una mayor contracción esplénica y un incremento más grande en de [Hb] en comparación con personas sin experiencia [250]. De hecho, algunos estudios realizados con deportistas sin experiencia en contener la respiración no han arrojado aumentos de eritrocitos ni de [Hb] tras la realización de apneas repetidas [193,194], pese a la existencia de contracción esplénica en uno de ellos [194].

### **3.3. Adaptaciones crónicas al entrenamiento de apnea**

Para comprobar las posibles adaptaciones que se generan tras realizar apneas de forma continua, la población más indicada es la de los buceadores a pulmón. Por ello, en apartados previos se han ido remarcando frecuentemente diferencias entre expertos y no expertos en contener la respiración, ya que las respuestas agudas pueden variar en función de las adaptaciones crónicas generadas. Además de las posibles diferencias en la respuesta aguda tras una adaptación crónica, también hay que considerar posibles adaptaciones crónicas, al estilo de las que se producen tras una estancia en hipoxia. De hecho, la sucesión de apneas produce reducciones repetidas y transitorias de O<sub>2</sub>, es decir, hipoxia intermitente, lo que podría inducir respuestas adaptativas [172].

En un término medio entre buceadores y personas sin experiencia podríamos situar a aquellas personas que, sin ser buceadores, se han sometido a un programa de entrenamiento o familiarización con la apnea durante un periodo concreto. Nos constan intervenciones de entre doce días y tres meses [192,195,196,212,252,253] para evaluar los posibles efectos de realizar apneas como plan de entrenamiento. Por lo tanto, estas intervenciones podrían asemejarse con los programas de

entrenamiento en hipoxia intermitente o *Live-Low Train-High*. No obstante, la metodología de estas intervenciones ha diferido bastante –al igual que ocurría con los estudios que evaluaban diferentes intervenciones en hipoxia–, lo que puede condicionar que los resultados obtenidos varíen entre estudios. No obstante, referente a las intervenciones de entrenamiento de apnea, se ha indicado que, posiblemente, se necesite algo más de tiempo que unas pocas semanas para alcanzar cambios que se puedan asemejar a los efectos mejorados que se dan en los buceadores, en los que existe un claro efecto de entrenamiento [248].

En cualquier caso, el objetivo de esta tesis no es evaluar adaptaciones crónicas, sino la respuesta aguda como estrategia para mejorar el rendimiento inmediato. Por ello, no vamos a adentrarnos en el análisis de las adaptaciones crónicas. Sin embargo, sí que consideramos importante describir posibles implicaciones en la respuesta aguda a las apneas tras una familiarización previa, pues puede condicionar la respuesta. Como ya se ha indicado, la habilidad psicológica para soportar los incrementos de CO<sub>2</sub> juega un papel determinante en la duración de la apnea, siendo uno de los motivos por los que se consigue estar más tiempo sin respirar tras una familiarización previa de unas semanas. No obstante, existen otras razones de índole fisiológico que permiten prolongar el tiempo que se contiene la respiración gracias a una mayor tolerancia a la hipoxia y a la hipercapnia [212]. Fundamentalmente, tras un programa de entrenamiento de apnea, se consigue una respuesta de buceo aumentada, que se origina más pronto y permite conservar mejor el O<sub>2</sub> [212]. Esto es acorde a lo observado en buceadores experimentados, que también muestran una respuesta de buceo mayor [199]. A continuación, vamos a desgranar los aspectos clave de esta respuesta de buceo mejorada.

### 3.3.1. Hipoxemia, hipercapnia y acidosis sanguínea

Antes de iniciar un programa de entrenamiento en personas sin experiencia, las apneas inducían hipercapnia, hipoxemia, acidosis y estrés oxidativo. Tras tres meses realizando tres sesiones semanales de 1 h en las que se hacían apneas dinámicas de 20 s con 40 s de margen entre cada una, el grado de hipoxemia e hipercapnia que se alcanzaba era mayor, debido a que la duración que se podía contener la respiración aumentó considerablemente [196]. Sin embargo, la magnitud de la hipoxemia y de la hipercapnia en el punto de ruptura fisiológico disminuyó, pese a producirse más tarde este hito, lo que confirma una respuesta de buceo más temprana y aumentada. La dinámica de la  $SaO_2$  en otro estudio confirma estos hechos, pues tras un programa de entrenamiento de doce días realizando dos series de cinco apneas diarias, la  $SaO_2$  que se podía alcanzar en el nadir era inferior, mientras que para una duración idéntica a la de antes del programa, la desaturación era menor [212]. Todo ello sugiere que la tolerancia a la hipoxia y a la asfixia ha aumentado y que hay un efecto mejorado de conservación de  $O_2$  [212].

Prosiguiendo con la intervención de tres meses, la acidosis sanguínea, la concentración de  $La^-$  y el estrés oxidativo provocados por la apnea también se redujeron en el punto de ruptura fisiológico al realizar apneas dinámicas [196]. La mejora de la tolerancia a la hipoxemia y la hipercapnia es uno de los aspectos que facilita aumentar el tiempo que se prolonga la apnea [212]. Estos hallazgos están en consonancia con lo observado en buceadores expertos en comparación con personas sin experiencia, en los que apneas de una misma duración inducen menor hipercapnia, hipoxemia y acidosis [239].

Por ello, todos los datos de estudios realizados con buceadores referentes al grado de hipoxemia o hipercapnia, así como a la producción de  $La^-$  y al pH, no se deberían extrapolar a personas sin experiencia en contener la respiración, pues la respuesta puede ser muy diferente. Además, en estas personas sin experiencia, la respuesta de estas variables podrá variar en función de la habilidad psicológica para soportar más o menos tiempo la fase de lucha –en caso de superar el punto de ruptura fisiológico–. De ahí, la importancia que puede tener realizar un programa de familiarización previo para obtener mejores resultados.

### 3.3.2. Frecuencia cardiaca

Se ha comprobado que dos semanas de entrenamiento en apnea son suficientes para generar adaptaciones cardiovasculares ante la respuesta aguda de contener la respiración [212,254]. Concretamente, se ha observado que la FC empieza a disminuir con anterioridad y alcanza valores más bajos tras realizar dos series de cinco apneas diarias [212]. Similar respuesta se observó en un grupo de triatletas tras tres meses realizando apneas dinámicas tres veces por semana mayor [196], lo que denota la importancia de estar familiarizado con contener la respiración para maximizar la respuesta.

### 3.3.3. Bazo, eritrocitos y hemoglobina

En el caso de la contracción esplénica, con dos semanas de entrenamiento de apnea no se han conseguido cambios en su volumen ni provocar una mayor reducción del tamaño del bazo, de forma aguda, tras contener la respiración [212]. Asimismo, tras seis semanas de entrenamiento de apnea tampoco se han observado cambios en el tamaño del bazo en reposo [255], pero tras ocho semanas

sí que se ha aumentado su volumen [252]. Estas son algunas de las características identificadas en buceadores experimentados [247,250,256]. Ello podría indicar que se necesita un mayor periodo de entrenamiento en apnea para desarrollar este tipo de adaptaciones, salvo que exista algún tipo de predisposición genética en los buceadores para generar estas adaptaciones [212]. Sin embargo, se ha observado que una estancia en altitud influye en la capacidad contráctil del bazo de forma similar a lo observado en buceadores [248]. Concretamente, al finalizar la estancia, el bazo era capaz de contraerse en mayor medida, tanto al contener la respiración como al realizar ejercicio [248]. Por lo tanto, parece que la ausencia de efectos indicada anteriormente no se debe a factores genéticos, como se había sugerido, sino a que el periodo de entrenamiento fue demasiado corto para generar un estímulo suficiente que provocara adaptaciones.

En la misma línea, tampoco se han observado diferencias en la [Hb] tras dos semanas de entrenamiento en apnea –ni en los niveles basales ni en la respuesta aguda tras contener la respiración– [212], así como tampoco hubo diferencias tras seis semanas en la cantidad total de Hb [195]. No obstante, se debe remarcar que, en el primero de los casos, pese a no ser estadísticamente significativo, se pasó de unos incrementos de [Hb] de un 2,8% tras realizar apneas antes del entrenamiento a un 4,4% tras el periodo de dos semanas, lo que podría reflejar que cierta adaptación se estaba produciendo, pero que era necesaria una mayor duración de la intervención.

Sin embargo, sí que se ha observado una estimulación de la eritropoyesis, con aumentos de EPO y del recuento de reticulocitos en reposo tras un periodo de entrenamiento de apnea [212,255]. Asimismo, también se han hallado incrementos de hematocrito como respuesta aguda a la realización de cinco apneas tras dos semanas de entrenamiento [253].

### 3.4. Apneas y rendimiento deportivo

Pese a que la respuesta de buceo y la contracción del bazo podrían tener un efecto positivo en el rendimiento posterior, han sido pocos los estudios en los que se ha evaluado este hecho en personas que no fueran buceadores [121,192–194]. Además, solamente en uno de ellos se produjo un efecto positivo sobre los resultados deportivos y, además, fue tras realizar apneas con inmersión facial. A continuación, se describen las características más destacables de estos cuatro estudios, por orden cronológicos en el que se publicaron:

- Sperlich *et al.* [194] evaluaron el rendimiento de 7 ciclistas –todos hombres– con un  $VO_{2MAX}$  promedio de 56,9 ml/kg/min en una prueba de 4 km en cicloergómetro. Antes de la prueba, los ciclistas calentaron durante 10 min a 1,5 W/kg para, posteriormente, realizar cuatro apneas máximas en reposo o permanecer respirando normal durante 15 min. Entre cada apnea hubo un margen de 2 min y la prueba comenzó entre 30 s y 45 s después de finalizar la última apnea. No se produjeron diferencias significativas entre las condiciones –tiempo empleado para recorrer los 4 km: BH, 342 s; CT, 362 s.  $P_{MED}$ : BH, 293 W; CT; 305 W–.
- Robertson *et al.* [193] evaluaron en una prueba de 400 m de natación estilo libre a 9 nadadores –6 hombres y 3 mujeres– de nivel regional/nacional –se indican las mejores marcas promedio en una prueba de 400 m, siendo de 258 s en hombres y 262 s en mujeres–. Se compararon cuatro condiciones: a) control, realizar la prueba sin intervención; b) realizar un calentamiento y permanecer 20 min en reposo antes de la prueba; c) realizar tres apneas estáticas separadas por 2 min cada una y empezar la prueba 2 min después de la última apnea; d) realizar un calentamiento y, a continuación, realizar

tres apneas estáticas con 2 min entre cada una e iniciar la prueba 2 min después de la última apnea. El tiempo empleado para nadar los 400 m estilo libre –a) 278,66 s; b) 276,01 s; c) 278,64 s; d) 275,79 s– arrojó que la condición de calentamiento y apneas (d) fue más rápida que las condiciones control (a) y apneas (c). Sin embargo, no hubo diferencias entre la condición calentamiento sin apneas (b) y con apneas (d).

- Bouten *et al.* [121] evaluaron el rendimiento en una prueba de 3 km en cicloergómetro utilizando 12 participantes físicamente activos con un  $VO_{2MAX}$  promedio de 52,5 ml/kg/min. Tras 10 min de calentamiento, los participantes esperaron otros 10 min en reposo antes de iniciar la prueba de 3 km. Durante esos 10 min de reposo se evaluaron tres condiciones: control, placebo y apnea. En la condición placebo, se les puso una máscara durante 2 min indicando que respiraban gas enriquecido en  $O_2$ , cuando en realidad era aire ambiente. En la condición apnea, se realizó una apnea máxima en reposo, iniciándola entre el minuto 5 y 6, de forma que la prueba empezó exactamente 3 min después de retomar la respiración. No se produjeron diferencias estadísticas entre las tres condiciones –tiempo: CT, 263,9 s; placebo, 264,0 s; BH, 264,8 s. Potencia normalizada: CT, 329 W; placebo, 332 W; BH, 327 W–.
- Bourdas y Geladas [192] evaluaron a 10 participantes físicamente activos con un  $VO_{2MAX}$  promedio de 42,2 ml/kg/min en una prueba  $T_{LIM}$  al 150% de la PAM tras realizar un calentamiento de 150 s. En la condición BH, antes del calentamiento, los participantes realizaron 5 apneas máximas, en reposo y con inmersión facial en agua a 12°C, con un margen de 2 min entre cada apnea y entre la última apnea y el inicio del calentamiento. El tiempo de la prueba  $T_{LIM}$  fue mayor en la condición BH (49,2 s) en comparación

con la condición CT (44,8 s). La descripción de la metodología del estudio no aclara adecuadamente el orden de las sesiones, ya que inicialmente se indica que se realizaron en orden aleatorio y contrabalanceadas, pero posteriormente se describe que la sesión CT fue la primera y que, una semana después se realizó la sesión BH. De ser este segundo caso, podría haber existido un claro efecto de aprendizaje en los participantes que tuviera influencia en el resultado, puesto que no eran ciclistas familiarizados con este tipo de esfuerzos.

En todos estos estudios, parece evidente que el reducido número de participantes –entre siete y doce– supone una gran limitación. Además, el nivel de condición física denota claramente que no eran deportistas de élite, por lo que sus resultados puede que no sean extrapolables a esta población. Asimismo, en cuanto a la metodología utilizada, es posible que las apneas en reposo puedan generar una mayor respuesta, al aumentar el tiempo que se contiene la respiración. Sin embargo, no parece que puedan tener una aplicación práctica en un contexto real, salvo en el caso de una única apnea. Si se realizan apneas repetidas tras el calentamiento, como en los estudios de Sperlich *et al.* [194] y Robertson *et al.* [193], el tiempo que pasa entre el final de calentamiento y el inicio de la prueba se extiende por un periodo amplio, por lo que los beneficios asociados al calentamiento se pierden. En el caso contrario, incluirlas antes del calentamiento tampoco tendría sentido, pues los posibles aumentos de eritrocitos y de [Hb] se disipan pasados 8-10 minutos [211,252]. En el caso de Bourdas y Geladas [192], en el que se realizaron antes del calentamiento, dicho calentamiento fue de tan solo 150 s, algo que tampoco parece lo más conveniente.

Asimismo, se ha de destacar que tres de estos estudios [121,193,194] se han focalizado, principalmente, en esfuerzos de un marcado carácter aeróbico, con

duraciones de entre 4 min y 6 min, aproximadamente. Solamente en el caso de Bourdas y Geladas [192] la intensidad ha sido más elevada, reduciéndose la duración del esfuerzo a entre 45 s y 50 s, lo que aún denota una importante implicación del metabolismo oxidativo. Por lo tanto, se ha obviado hasta el momento el posible impacto de las apneas en la capacidad tamponadora.

En cuanto al posible impacto de realizar un entrenamiento de apnea en el rendimiento deportivo, existen dos estudios que no han proporcionado diferencias de rendimiento [195,196]. Asimismo, existe un tercer estudio en el que, tras realizar un programa de entrenamiento en apnea, se ha evaluado la respuesta aguda a las apneas antes del ejercicio, sin hallar tampoco diferencias [192]:

- Joulia *et al.* [196] realizaron una intervención en un grupo de 8 triatletas cuyo  $VO_{2MAX}$  fue de 63,4 ml/kg/min al inicio del estudio y de 64,3 ml/kg/min al concluirlo. La intervención consistió en realizar un programa de entrenamiento de apnea durante tres meses, a razón de tres veces por semana. Cada una de las sesiones de entrenamiento consistió en pedalear durante 1 h al 30% del  $VO_{2MAX}$ , realizando apneas dinámicas de 20 s con 40 s de margen entre cada una. Como consecuencia de estas 3 h semanales, su volumen de entrenamiento sobre la bicicleta el resto de la semana se redujo de las 6 h que solían hacer a 3 h. El rendimiento antes y después de la intervención se midió con una prueba GXT en cicloergómetro, empezando a 20 W e incrementando 20 W cada 2 min. Lo autores reportaron que el rendimiento no mejoró, basándose en los valores de  $VO_{2MAX}$  –indicados anteriormente– y del  $VT_2$  (51,9 ml/kg/min al inicio y 52,3 ml/kg/min al final). No obstante, no reportaron la potencia asociada a estos valores de  $VO_2$ , por lo que no tuvieron en consideración la posibilidad de una mejora de la eficiencia, cuyo resultado hubiera sido unos valores

más elevados para un mismo  $\text{VO}_2$ . Asimismo, hay que destacar que tanto  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  como  $\text{VT}_2$  se mantuvieron en los mismos valores, pese a reducir modificar su entrenamiento semanal sobre la bicicleta, reduciendo 3 h para poder hacer las 3 h experimentales a baja intensidad incluyendo apneas. La ausencia de grupo control también supone una limitación importante en el estudio.

- Bouten *et al.* [195] realizaron una intervención con 22 hombres físicamente activos, dividiéndolos en dos grupos –BH y CT– de 11 participantes. El  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  promedio reportado para ambos grupos fue el mismo –3,7 l/min–. La intervención en el grupo BH consistió en realizar diariamente 5 apneas estáticas y máximas durante 6 semanas, con un margen de 30 s entre apneas. El rendimiento se evaluó antes y después de la intervención mediante una prueba GXT y una prueba de 3 km, ambas en cicloergómetro. En ninguna de ambas pruebas se produjeron diferencias entre grupos. No obstante, durante la intervención existió un problema: las restricciones derivadas de la pandemia del COVID-19 provocaron que no todos los participantes pudieran mantener su actividad física habitual.
- Bourdas y Geladas [192], en una segunda parte del estudio descrito anteriormente, realizaron una tercera sesión de evaluación, siendo el mismo protocolo de la segunda sesión. Entre ambas sesiones, los participantes hicieron dos semanas de entrenamiento de apnea, conteniendo la respiración cinco veces cada día, de forma estática y sin inmersión facial. En este caso, la duración de la prueba  $T_{\text{LIM}}$  fue de 49,3 s, sin diferencias respecto a los 49,2 s de la anterior sesión.

Por lo tanto, las intervenciones realizadas hasta el momento no han parecido ser efectivas. No obstante, se deben hacer algunas consideraciones adicionales a las ya indicadas en la descripción de cada uno de los estudios. Concretamente, en los dos primeros, solamente se evaluó si el entrenamiento de apnea podía tener alguna repercusión en el rendimiento a modo de adaptación crónica. Sin embargo, tras el periodo de entrenamiento, no se valoró si la familiarización con las apneas implicaba una posible mejora de rendimiento, de forma aguda, tras la realización de apneas. En el tercer estudio sí que se valoró este hecho, aunque la intervención, de solamente dos semanas, puede que fuera demasiado corta. Además, y como ocurría en el caso de la respuesta aguda a la apnea, el rendimiento se ha centrado en pruebas de un marcado carácter aeróbico, obviando las posibles implicaciones en pruebas de velocidad o de RSA, en las que el metabolismo anaeróbico y la capacidad tamponadora juegan un rol importante. De hecho, un reciente metaanálisis ha mostrado que intervenciones relacionadas con la apnea o con realizar ejercicio en situaciones de hipoventilación puede ser una alternativa para mejorar el rendimiento anaeróbico asociado a pruebas en las que los valores de  $La^-$  son máximos, mientras que no existe evidencia de mejora en marcadores aeróbicos [257].

# 3

## Objetivos

La profesionalización en el alto rendimiento deportivo en general, y en el ciclismo en particular, ha provocado que los deportistas estén cada vez más igualados. Como consecuencia, deportistas y su entorno tratan de lograr pequeñas mejoras en diferentes áreas que, por insignificantes que parezcan, pueden marcar la diferencia en una competición. Debido al posible beneficio que la realización de apneas repetidas podría aportar al rendimiento, de forma aguda, en determinadas pruebas ciclistas, su aplicación práctica podría ser de interés en el campo profesional. Basándonos en esta premisa, mediante esta tesis doctoral se pretende estudiar el impacto en el rendimiento de realizar apneas durante el calentamiento previo a una prueba, con el fin de evaluar su posible utilización en un contexto deportivo real.

Asimismo, ante la contención de la respiración, una de las respuestas fisiológicas del organismo que más influencia podría tener en el rendimiento deportivo es la contracción del bazo y la consiguiente liberación de glóbulos rojos. Debido a la

imposibilidad que teníamos de medir el bazo y su posible contracción, una alternativa era medir esta posible respuesta de liberación de glóbulos rojos, que conlleva a un aumento de la [Hb]. Como tampoco teníamos los medios ni recursos para poder medir la [Hb] en sangre, se optó por determinar los posibles cambios mediante tecnología de espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS).

Los objetivos generales y específicos planteados son:

1. Validar el dispositivo NIRS Humon Hex para la medición de [Hb] y SmO<sub>2</sub>.
  - 1.1. Comprobar si Humon Hex es válido para medir la [Hb] en sangre en estado de reposo.
  - 1.2. Valorar si Humon Hex es válido para identificar cambios de [Hb] y SmO<sub>2</sub> durante el esfuerzo físico.
2. Investigar los efectos agudos de realizar apneas repetidas durante el calentamiento previo a un esfuerzo *all-out* en ciclistas profesionales de pruebas de velocidad.
  - 2.1. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en el rendimiento físico (P<sub>MAX</sub>, P<sub>MED</sub> y tP<sub>MAX</sub>) durante una prueba RSA.
  - 2.2. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en el rendimiento físico (P<sub>MAX</sub>, P<sub>MED</sub> y tP<sub>MAX</sub>) durante una prueba de *Wingate* de 30 s.
  - 2.3. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en parámetros fisiológicos (FC, La<sup>-</sup>, [Hb], SmO<sub>2</sub> y SpO<sub>2</sub>).
  - 2.4. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en la percepción subjetiva del esfuerzo (RPE).

3. Investigar los efectos agudos de realizar apneas repetidas durante el calentamiento previo a una prueba de  $T_{LIM}$  a PAM en ciclistas profesionales.
  - 3.1. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en el rendimiento físico.
  - 3.2. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en parámetros fisiológicos (FC,  $La^-$ , [Hb],  $SmO_2$  y  $SpO_2$ ).
  - 3.3. Evaluar los efectos de las apneas repetidas en la RPE.



# 4

## Metodología

Se plantearon dos estudios para evaluar el efecto agudo que podría suponer contener la respiración, de forma repetida durante el calentamiento, en el rendimiento deportivo. El primero de ellos pretendía evaluar el impacto de las apneas en esfuerzos de una duración inferior a 8-10 min, mientras que el segundo tenía como objetivo evaluar dicho efecto ante una sucesión de esfuerzos cortos y de máxima intensidad. Con el objetivo de hallar una posible aplicación práctica, los ciclistas que se incluyeron en los estudios fueron aquellos que participaban en competiciones en las que nuestra hipótesis planteaba que las apneas podían proporcionar un beneficio al rendimiento.

Sin embargo, no solamente nos interesaba evaluar el rendimiento deportivo, sino que también resultaba necesario valorar las causas fisiológicas que podían conducir a posibles cambios en el rendimiento. La contracción del bazo era una de las respuestas fisiológicas de las apneas que mayor repercusión podía tener en el rendimiento físico, por la liberación de la sangre almacenada en su interior y el

posible aumento temporal de [Hb]. El método más preciso de medir el volumen del bazo, de forma no invasiva, es la tomografía computarizada [258]. No obstante, es más frecuente determinarlo mediante ecografía, puesto que además de mostrar una buena precisión [259], es más rápido y menos costoso. Para ello, basta con medir algunas dimensiones del bazo como su longitud, anchura y grosor. En estudios previos se han utilizado diferentes fórmulas para estimar dicho volumen, como por ejemplo la ecuación de Pilström ( $V = L\pi[WT - T^2]/3$ ) [212,255], la ecuación propuesta por Koga ( $V = 7,53 \cdot S - 77,5$ ) [247,260] o las fórmulas estándar ( $V = 0,523 \cdot L \cdot W \cdot T$ ) [261] y ( $V = 0,524 \cdot L \cdot W \cdot T$ ) [252,259], donde  $V$  es el volumen del bazo y  $L$ ,  $W$ ,  $T$  y  $S$  son la longitud, anchura, grosor y el área de la sección transversal, respectivamente.

La imposibilidad de emplear esta tecnología, por motivos logísticos, nos condujo a tratar de valorar la posible contracción del bazo de forma indirecta, mediante los efectos que podría causar. Así pues, medir la [Hb] podía ser un indicador de si se había producido contracción esplénica. La medición de [Hb] requiere tomar muestras sanguíneas y proporciona valores en momentos puntuales, lo que tampoco estaba a nuestro alcance, tanto por motivos económicos como logísticos. Ello nos condujo a valorar el uso de tecnología NIRS y, consecuentemente, a validar su funcionamiento antes de utilizarla. Para ello, se plantearon dos estudios previos a los indicados. En primer lugar, se pretendía evaluar la validez y fiabilidad de dos dispositivos NIRS para medir la [Hb] sanguínea en situación de reposo. Posteriormente, en un segundo estudio, se testeó si uno de esos dos dispositivos NIRS podía identificar cambios de [Hb] y  $SmO_2$  durante un ejercicio incremental. Concretamente, se validó su capacidad para determinar el  $LT_2$ .

Se solicitó y obtuvo autorización por parte del Comité de Ética en Investigación de la Universidad de Granada previo al inicio de los estudios ([ver Anexo 2](#)).

## 1. Criterios de inclusión

Pese a la dificultad que entrañaba, una de las premisas de esta tesis era que los participantes debían ser ciclistas profesionales o de nivel muy elevado, ya que los resultados obtenidos con deportistas de menor condición física pueden no ser extrapolables a la élite. De hecho, en este tipo de deportistas con un rendimiento tan homogéneo, una mejora mínima puede suponer una gran diferencia en el resultado de una competición [197]. Esto puede conducir a que, incluso una intervención cuyos resultados no arrojen diferencias estadísticamente significativas en un estudio, sí que puedan representar diferencias en el ámbito práctico [197]. Sin embargo, en deportistas de menor nivel, además de no tener esa posible repercusión en su rendimiento, la propia variabilidad que tienen al ejecutar esfuerzos provoca que sea más difícil valorar si existe o no un efecto de la intervención, cuando las posibles ganancias son pequeñas. Por todo ello, como criterio de inclusión, los participantes debían ser ciclistas considerados de Clase Mundial o de nivel Élite/Internacional [262]. Concretamente, los participantes de todos los estudios fueron ciclistas pertenecientes al combinado nacional español.

## 2. Tamaño de las muestras

Uno de los problemas más evidentes que existen en el mundo científico, especialmente en el campo de las Ciencias del Deporte, es que el tamaño de las muestras suele ser bastante reducido en numerosos estudios [263]. Si a ello se le une que la mejora esperada puede suponer un porcentaje muy pequeño –aunque represente una gran mejora en términos competitivos para deportistas de élite–, es bastante posible la presencia de errores tipo II o falsos negativos [130]. De hecho, se pone como ejemplo que con un  $p$ -valor de 0,05 y una potencia estadística del 80%, la muestra necesaria para detectar un 1% de mejora si la variabilidad entre sujetos es del 1% es de 64 deportistas [130].

Para evitar esta situación, en la medida de lo viable, se trataron de obtener muestras lo más amplias posibles, considerando la propia dificultad que entrañaba el nivel de los deportistas que se pretendía conseguir. Para ello, se abarcaron todas las disciplinas ciclistas en las que los esfuerzos predominantes que se realizaran tuvieran relación con lo que se quería evaluar. Concretamente, en el primer estudio que evaluó el impacto de las apneas, los participantes fueron ciclistas de XCO, de carretera, de CX y de pista –que competían en pruebas de persecución, tanto individual como por equipos–. En el segundo estudio, los participantes fueron ciclistas de pista de pruebas de velocidad y pilotos de BMX *racing*.

## 3. Medidas

A continuación, se ofrece una breve descripción de las medidas que se tomaron en los diferentes estudios, diferenciando entre variables de rendimiento físico y variables fisiológicas. Dichas variables y los instrumentos de medida se detallan con más precisión, posteriormente, en el apartado correspondiente a cada uno de los estudios (ver capítulo 5, página 117).

### 3.1. Variables de rendimiento deportivo

En un contexto real, el rendimiento final en ciclismo lo determina el cronómetro. Es decir, gana el que llega primero a la meta. Dicho rendimiento depende de múltiples factores, como la potencia ejercida, la aerodinámica, etc. En nuestro caso, al ceñirnos a condiciones experimentales de laboratorio, nos limitamos a evaluar el rendimiento deportivo, de forma exclusiva, a partir de la potencia.

La potencia se midió de forma absoluta, en vatios (W), aunque también se relativizó respecto a la masa corporal (W/kg) para poder comparar ciclistas de diferentes características. En el caso del estudio con velocistas, en las pruebas RSA y *Wingate* se evaluó la  $P_{MAX}$  y la  $P_{MED}$  de los 6 s y 30 s, respectivamente, así como el  $tP_{MAX}$  en ambos casos. En el otro estudio, en el que se evaluó el impacto de las apneas es esfuerzos de mayor duración, se determinó la PAM a partir de una GXT hasta el agotamiento. Posteriormente, se cronometró la duración que se soportaba un esfuerzo en una prueba  $T_{LIM}$  realizada a intensidad de PAM.

### 3.2. Variables fisiológicas

En los dos estudios en los que se evaluó el impacto de las apneas en el rendimiento deportivo, se monitorizó en todo momento la FC y, mediante un dispositivo NIRS, la  $SmO_2$ , la concentración total de Hb ([tHb]), la  $[O_2Hb]$  y la [HHb]. Además, también se midió, en diferentes momentos, el valor de  $La^-$  en sangre capilar y la  $SpO_2$ .

En el estudio en el que se pretendía evaluar si dos dispositivos NIRS podían medir [Hb] en sangre, se midió la [tHb] mediante dichos dispositivos y, además, la [Hb] real mediante una analítica. Finalmente, en el estudio en el que se pretendía comprobar si uno de esos dispositivos NIRS era sensible a los cambios de  $SmO_2$  y [Hb], se monitorizaron FC,  $SmO_2$ , [tHb],  $[O_2Hb]$  y [HHb]. Asimismo, se midió  $La^-$  en cada escalón de la GXT. De esta forma, se pretendía determinar la intensidad a la que se producían el punto de ruptura de la  $SmO_2$  y el  $LT_2$ .

### 3.3. Otras variables

En las sesiones experimentales de los estudios en los que se evaluó el impacto de las apneas, como variables subjetivas, se preguntó por la RPE y por la percepción sobre el impacto que valoraban que había tenido realizar apneas en su rendimiento. Asimismo, también se cronometró la duración de las apneas. Finalmente, en el estudio de validación de los dispositivos NIRS para medir [Hb] en sangre, se midió el pliegue cutáneo en el punto en el que se colocaron dichos dispositivos.

## 4. Resumen de la metodología empleada en los cuatro estudios

A modo de resumen, en la Tabla 3 se muestran los aspectos metodológicos más destacables de los cuatro estudios.

**Tabla 3.** Resumen de la metodología empleada en los cuatro estudios realizados.

		Estudio 1	Estudio 2	Estudio 3	Estudio 4
<b>Diseño</b>		Transversal	Transversal	Ensayo cruzado contrabalanceado	Ensayo cruzado contrabalanceado
<b>Participantes</b>					
<b>N</b>	♂	19	32	32	15
	♀	29	58	58	8
<b>Edad (años)</b>	♂	21,5 ± 5,8	21,7 ± 6,2	21,7 ± 6,2	19,2 ± 2,5
	♀	21,8 ± 4,1	21,4 ± 5,5	21,4 ± 5,5	18,3 ± 1,7
<b>Modalidad ciclista</b>		Ruta	Ruta, MTB, pista y CX	Ruta, MTB, pista y CX	Pista y BMX <i>racing</i>
<b>VARIABLES evaluadas</b>		[Hb], SmO <sub>2</sub> , pliegue cutáneo	Potencia y FC en LT <sub>2</sub> y punto de ruptura de SmO <sub>2</sub>	T <sub>LIM</sub> , FC, SmO <sub>2</sub> , [Hb], RPE, La <sup>-</sup> , BH <sub>T</sub> , SpO <sub>2</sub> .	P <sub>MAX</sub> , P <sub>MED</sub> , tP <sub>MAX</sub> , FC, SmO <sub>2</sub> , [Hb], RPE, La <sup>-</sup> , BH <sub>T</sub> , SpO <sub>2</sub> .

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

MTB, bicicleta de montaña; CX, *ciclo-cross*; BMX, *bicicleta motocross*; [Hb], concentración de hemoglobina; SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; FC, frecuencia cardíaca; LT<sub>2</sub>, segundo umbral de lactato; T<sub>LIM</sub>, tiempo límite hasta el agotamiento; RPE, percepción subjetiva del esfuerzo; La<sup>-</sup>, lactato; BH<sub>T</sub>, duración de la apnea; SpO<sub>2</sub>, saturación de oxígeno capilar periférica; P<sub>MAX</sub>, pico de potencia; P<sub>MED</sub>, potencia media; tP<sub>MAX</sub>, tiempo al pico de potencia.



# 5

## Resultados

La presente tesis doctoral ha tenido como resultado final más destacado la elaboración de cuatro artículos científicos: dos de ellos ya han sido publicados en revistas indexadas en el *Journal Citation Report*, mientras que los otros dos se encuentran, actualmente, en proceso de revisión en otras revistas, también indexadas en *Journal Citation Report*. No obstante, también se han realizado aportaciones con resultados preliminares en diferentes congresos de investigación, la mayor parte de ellos de ámbito internacional ([ver anexo 1, divulgación de resultados](#)).

En este capítulo vamos a mostrar estos cuatro artículos científicos, que se corresponderán con cada uno de los estudios a los que se hacía referencia en el [Capítulo 4 - Metodología](#). Por ello, a continuación, se van a plasmar los resultados diferenciando cada uno de los estudios y, en cada uno de ellos, manteniendo la misma estructura que se seguiría en cualquier publicación científica.





## Estudio 1.

Validación de dos dispositivos NIRS para  
medir hemoglobina en sangre



## 1. Introducción

La monitorización de la carga de entrenamiento, así como de la respuesta al mismo, es crucial para valorar la adaptación de los deportistas [264]. Actualmente, el desarrollo de diferentes dispositivos portátiles ha permitido conocer, en tiempo real durante el ejercicio, información sobre diferentes parámetros de carga interna y externa [5]. Algunos ejemplos de estas variables son la FC, la glucosa muscular y la  $\text{SmO}_2$  –carga interna– o la potencia y la velocidad –carga externa– [264,265].

Mediante tecnología NIRS se pueden determinar cambios en la oxigenación de la sangre debido a la reflexión de la luz emitida sobre la superficie corporal. Estos dispositivos emiten luz infrarroja, en un rango de entre 760 nm y 800 nm de longitud de onda, midiendo la luz difusa para calcular las características de absorción y determinar la composición de la muestra [266]. De esta forma, a partir de los espectros de absorción medidos, pueden estimarse las concentraciones de  $\text{O}_2\text{Hb}$  y  $\text{HHb}$  en el tejido. Para ello, se utiliza una modificación de la ley de Lambert-Beer para calcular la luz infrarroja que atraviesa la sangre, a partir de la dispersión provocada por el tejido corporal [267]. La medida principal que se obtiene a través de los dispositivos NIRS es la  $[\text{Hb}]$  en venas y vénulas, con una contribución menor de la mioglobina muscular y capilar y con porcentajes insignificantes de otras moléculas orgánicas [268].

La tecnología NIRS ha sido estudiada y validada previamente en varios dispositivos, tanto en el ámbito sanitario como en el deporte y durante el ejercicio. Aunque existen diferentes opciones para validar esta tecnología, la más deseable es comparar los valores obtenidos con el dispositivo NIRS con el contenido en sangre venosa [269].

En las Ciencias del Deporte, la mayor parte de estos estudios han evaluado si la tecnología NIRS es capaz de detectar variaciones en la oxigenación muscular y la posible relación entre la intensidad a la que se produce el punto de ruptura de la  $\text{SmO}_2$  o la [HHb] y la intensidad del MLSS o de los umbrales ventilatorios o de lactato [270–272]. Esta posible aplicación podría ser de interés, ya que los valores de estas intensidades se utilizan comúnmente para evaluar el rendimiento en deportes de resistencia, así como para definir intensidades o zonas de entrenamiento y controlar la carga de trabajo [273–276]. Además de lo indicado, la tecnología NIRS también se ha utilizado para evaluar la oxigenación muscular durante el calentamiento previo al ejercicio [277], para estudiar los posibles efectos de una cadencia de pedaleo concreta en la  $\text{SmO}_2$  [278,279] y para valorar los cambios en la oxigenación durante la exposición a condiciones de hipoxia [280,281]. Todas estas aplicaciones podrían promover un interesante nuevo campo de conocimiento, relacionado con el metabolismo en situaciones reales de competición. Asimismo, la tecnología NIRS podría utilizarse en los entrenamientos diarios para monitorizar la [Hb] o la  $\text{SmO}_2$ , así como en las concentraciones en hipoxia [271].

En la actualidad, se han desarrollado diversos dispositivos NIRS para el ámbito de las Ciencias del Deporte, con el objetivo de medir la  $\text{SmO}_2$  y la [Hb]. Moxy y Humon Hex son dos de ellos y ambos han sido validados previamente comparándolos con otros dispositivos NIRS [282–286]. Sin embargo, como se ha indicado anteriormente, lo deseable para validar esta tecnología sería la comparación de los valores obtenidos a partir del dispositivo NIRS con el contenido real en sangre venosa, que se considera la medida *gold standard* [269]. Hasta donde alcanza nuestro conocimiento, no existen estudios previos que relacionen la [Hb] obtenida mediante NIRS en extremidades inferiores con el valor real medido a través de la extracción de una muestra sanguínea. Además, en

las validaciones previas de diferentes dispositivos NIRS existe cierta controversia: fallos de comunicación, errores de medida cuando el pliegue cutáneo donde se coloca la unidad es elevado o una ubicación incorrecta del terminal, lo que puede ser esencial en la toma de datos [269,271]. En este sentido, ya que la tecnología NIRS alcanza, esencialmente, los vasos superficiales [268], se ha sugerido que los pliegues cutáneos de mayor grosor pueden suponer un posible inconveniente para la medida [286].

En este estudio, se puso el foco en el funcionamiento de Moxy y Humon Hex. Los objetivos fueron:

- Analizar si ambos aparatos eran equipos fiables, al situarlos en el punto medio del recto femoral, para medir la [Hb] en reposo.
- Establecer posibles correlaciones entre las medidas de [Hb] proporcionadas por ambos dispositivos y el valor en sangre venosa.
- Valorar si el grosor del pliegue cutáneo donde se ubica el dispositivo NIRS afecta a la medida proporcionada por el mismo.
- Adicionalmente, se evaluó la posible relación entre las medidas de SmO<sub>2</sub> obtenidas con Moxy y Humon Hex, así como posibles influencias debidas al grosor del pliegue cutáneo.

Se planteó la hipótesis que las tres medidas de [Hb] y las dos de SmO<sub>2</sub> deberían ser similares cuando los participantes tuvieran un pliegue cutáneo pequeño. En caso de pliegues cutáneos grandes, los dispositivos NIRS medirán valores inferiores en comparación con el valor real en sangre.

## 2. Metodología

### 2.1. Participantes

En el estudio participaron voluntariamente un total de 48 ciclistas profesionales de carretera, 19 hombres y 29 mujeres (Tabla 4). Previamente al inicio del mismo, se obtuvo el consentimiento informado de todos ellos.

**Tabla 4.** Características descriptivas de la muestra del estudio 1.

	Hombres	Mujeres
N	19	29
Edad (años)	21,5 ± 5,8	21,8 ± 4,1
Estatura (cm)	177,7 ± 7,1	165,1 ± 5,7
Masa corporal (kg)	67,3 ± 3,5	57,1 ± 7,1
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21,7 ± 1,3	20,8 ± 1,5
Grasa corporal (%)	9,9 ± 2,6	18,3 ± 5,1
PAM (W)	411,3 ± 31,2	293,3 ± 37,2
PAM (W/kg)	6,1 ± 0,4	5,2 ± 0,4
Volumen semanal de entrenamiento (h)	19,0 ± 6,2	17,0 ± 5,5

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.  
IMC, índice de masa corporal; PAM, potencia aeróbica máxima.

### 2.2. Diseño del estudio

A cada participante se le tomaron tres medidas de Hb en reposo, una mediante una muestra sanguínea –considerada el *gold standard*– y dos a través de dispositivos NIRS, con el objetivo de comparar los tres valores. Previamente, se midió el pliegue cutáneo en el punto donde se colocaron las unidades NIRS, con el objetivo de valorar si su grosor tenía alguna influencia en los valores de Hb obtenidos. El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética en investigación humana de la Universidad de Granada.

## 2.3. Medidas

Todas las medidas se tomaron a primera hora de la mañana (entre 6:30 y 8:30), en la misma sala y bajo un ambiente controlado (22,5°C y 50% de humedad).

### 2.3.1. Pliegue cutáneo

Un experto en antropometría certificado por la *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK) midió, con un plicómetro (Holtain Ltd., Crymych, Reino Unido), el grosor del pliegue cutáneo en el punto medio del recto femoral (Figura 1). Tras realizar una doble medida de este punto antropométrico, se colocaron los dispositivos NIRS sobre ese lugar.



**Figura 1.** Plicómetro utilizado (izquierda) y toma del pliegue cutáneo en el punto medio del recto femoral (derecha).

### 2.3.2. Hemoglobina y saturación muscular de oxígeno

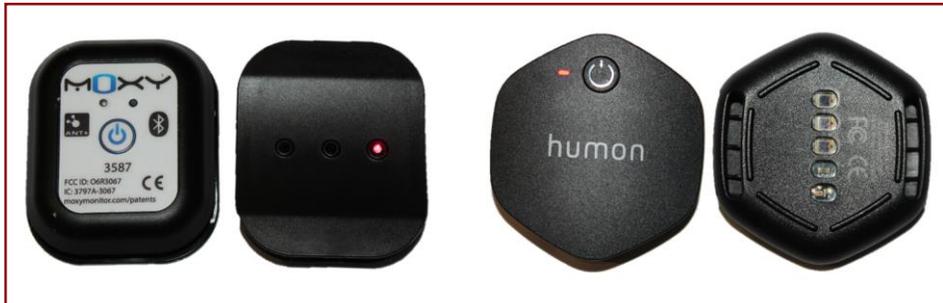
Tras realizar una analítica sanguínea para obtener el valor real de [Hb], los participantes permanecieron tumbados y en reposo, durante 5 min, para monitorizar [Hb] y SmO<sub>2</sub> con los dos dispositivos NIRS evaluados: Moxy Monitor System (Fortiori Design LLC, Hutchinson, Minnesota, Estados Unidos) y Humon Hex (Dynametrics Inc., Cambridge, Estados Unidos). Ambos dispositivos se colocaron en el punto medio del recto femoral, lo más cercanos posible entre sí y, aleatoriamente, uno en la parte proximal y otro en la distal (Figura 2), para monitorizar las variables de forma simultánea. Los datos de estos dispositivos se transmitieron vía Bluetooth a sendos ciclocomputadores (Edge 520, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos).



**Figura 2.** Colocación de los dos dispositivos NIRS en el recto femoral, Humon Hex en la parte proximal y Moxy en la distal.

El Moxy es un sensor de menos de 40 g que contiene un diodo emisor de luz y dos fotodetectores, separados 12,5 mm y 25 mm respecto al emisor (Figura 3). El emisor proyecta luz sobre la piel, cuya longitud de onda abarca desde los 630 a los 850 nm. Esta luz puede penetrar cierta profundidad en el tejido humano, siendo capaz de medir a través de 12 mm de tejido graso. Debido a que la Hb tiene diferente absorbancia en función de si transporta o no O<sub>2</sub>, los receptores cuantifican la [O<sub>2</sub>Hb] y la [HHb] que pasa por la trayectoria del haz de luz, determinando el valor de SmO<sub>2</sub>. Por defecto, la frecuencia de muestreo está fijada

en 0,5 Hz, aunque se puede configurar a 2 Hz [284,287]. El dispositivo Humon Hex posee el mismo tipo de tecnología NIRS, aunque existen algunas pequeñas diferencias. Concretamente, es algo más ligero –32 g–, la frecuencia de muestreo es de 4 Hz y tiene alineados dos emisores de luz y tres receptores, separados entre ellos 6 mm cada uno [283] (Figura 3).



**Figura 3.** Vista superior e inferior de los sensores Moxy (izquierda) y Humon Hex (derecha).

## 2.4. Análisis de datos

Los registros de [Hb] y SmO<sub>2</sub> se analizaron con el software libre Golden Cheetah (versión 3.5). Se cuantificó el número de medidas erróneas de cada dispositivo NIRS, considerándose errónea aquella en la que se perdió la señal o proporcionó un valor atípico extremo. Por valor extremo se entendió aquella medida que estaba por encima del cuartil superior o por debajo del cuartil inferior tres veces el rango intercuartílico. Para el análisis de los registros NIRS de [Hb] y SmO<sub>2</sub> se consideraron tres valores: el promedio de los 5 min y los valores máximo y mínimo durante este periodo. En la comparativa de valores máximos, mínimos y medios de [Hb], para el valor en sangre se utilizó siempre el real obtenido de la analítica. El valor del pliegue cutáneo fue el promedio de las dos medidas tomadas.

## 2.5. Análisis estadístico

Se comprobó la normalidad de los datos de pliegues cutáneos, diferenciando medidas correctas y erróneas de los dispositivos NIRS, utilizando la prueba de Shapiro-Wilk. Debido a que no seguían una distribución normal ( $p < 0,05$ ), las diferencias de pliegues cutáneos entre las medidas correctas y erróneas se evaluaron con la prueba U de Mann-Whitney. Para el resto de variables, la normalidad se comprobó mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov con corrección de Lilliefors, observándose que los datos de  $SmO_2$  presentaban una distribución normal ( $p > 0,05$ ), mientras que los de [Hb] seguían una distribución no normal. Por tanto, las diferencias de  $SmO_2$  entre dispositivos NIRS se evaluaron mediante la prueba T para muestras relacionadas, mientras que las diferencias de [Hb] entre los tres instrumentos se evaluaron utilizando la prueba de Friedman. En el caso de la [Hb], al producirse diferencias significativas, se realizó un análisis *post-hoc* mediante la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon entre cada par. Cuando se produjeron diferencias significativas entre pares, se calculó el tamaño del efecto (TE) utilizando la d de Cohen. El TE se clasificó como pequeño (0,2 – 0,5), moderado (0,5 – 0,8) o grande ( $> 0,8$ ) [288]. Los datos de [Hb] y  $SmO_2$  se representaron a partir de la media y el rango intercuartílico (diagramas de cajas y bigotes) en las figuras, mientras que en el texto se indicó el intervalo de confianza (IC) del 95% de las diferencias.

La reproducibilidad entre instrumentos se evaluó utilizando el coeficiente de correlación intraclass (CCI) basado en la medición de un único evaluador, el acuerdo absoluto y un modelo de efectos aleatorios de dos vías. En función del valor de CCI que se obtuvo, la reproducibilidad se categorizó en cinco niveles: excelente (0,81 – 1,00), muy buena (0,61 – 0,80), buena (0,41 – 0,60), razonable (0,21 – 0,40) o pobre (0,00 – 0,20) [289]. La concordancia entre instrumentos se

analizó con gráficos Bland-Altman. Finalmente, se calcularon las correlaciones bivariadas de Pearson entre el grosor del pliegue cutáneo y los valores medios de Hb y SmO<sub>2</sub>, clasificándose las correlaciones significativas ( $p < 0,05$ ) como débiles ( $0,2 < r < 0,5$ ), moderadas ( $0,5 \leq r < 0,8$ ) o fuertes ( $r \geq 0,8$ ) [290].

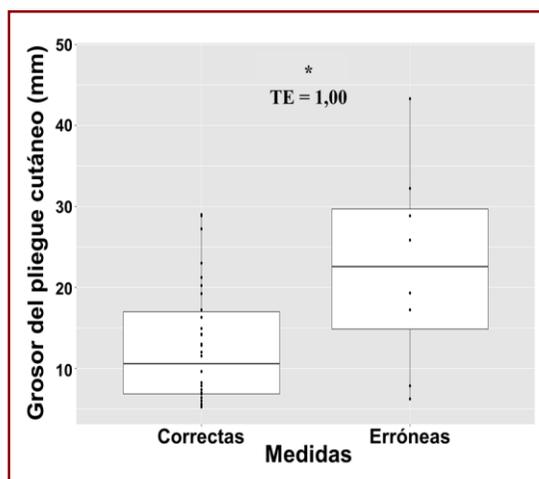
Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa informático RStudio (versión 1.2.5033). En todos los casos, el nivel de significación estadística se fijó en  $p < 0,05$ .

### 3. Resultados

De los 48 participantes iniciales, finalmente solo se incluyeron 39 en el estudio. La muestra final estuvo formada por 19 hombres y 20 mujeres, siendo excluidas un total de 9 mujeres. Esto se debió a problemas de conectividad de uno de los dispositivos, concretamente Humon Hex. Mientras que Moxy presentó un 100% de medidas correctas, en Humon Hex se produjeron un 19% de medidas erróneas. Específicamente, no midió valores en seis de las ciclistas, mientras que los datos registrados en otras tres ciclistas fueron valores atípicos extremos.

Estas medidas erróneas –además de ser todas en mujeres, como se ha indicado previamente– coincidían con valores más altos de pliegues cutáneos en el recto femoral, en contraste con los valores más bajos asociados a las medidas correctas.

Concretamente, el grosor del pliegue cutáneo del recto femoral en las medidas correctas fue de  $13,0 \pm 7,4$  mm, mientras que en las medidas erróneas aumentó hasta los  $21,4 \pm 12,6$  mm. El IC del 95% para la diferencia media del grosor del pliegue cutáneo entre valores correctos e incorrectos osciló entre 0,6 y 19,4 mm ( $p < 0,05$ ; TE = 1,00) (Figura 4).



**Figura 4.** Diagrama de cajas y bigotes del grosor del pliegue cutáneo en el recto femoral para las medidas correctas y erróneas.

## 3.1. Diferencias entre instrumentos

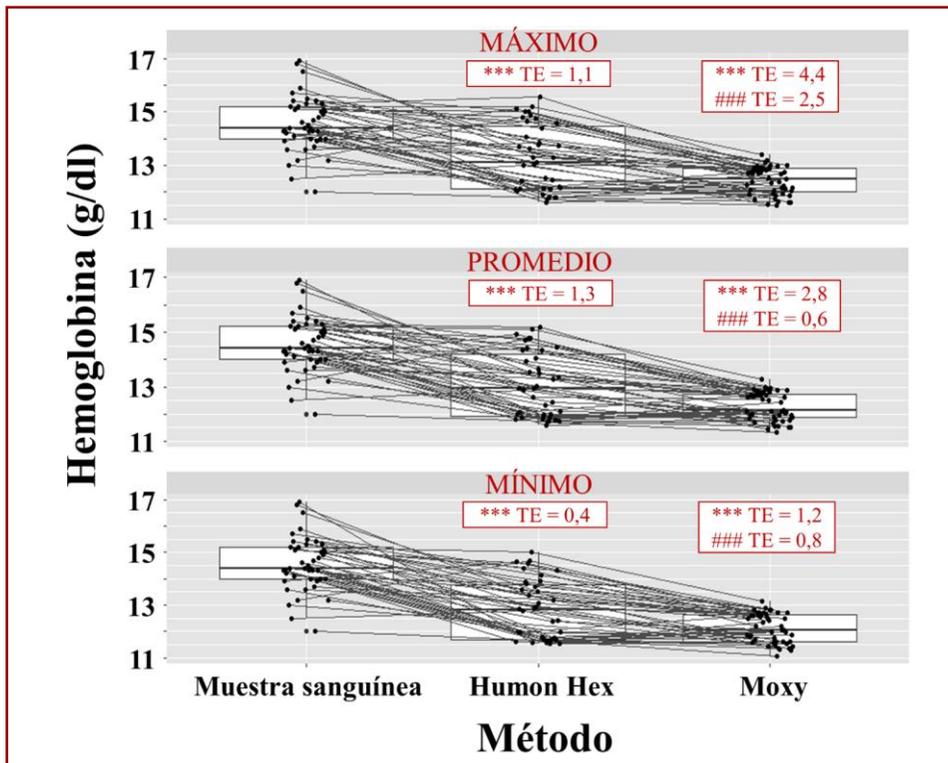
### 3.1.1. Hemoglobina

Tanto para los valores mínimos, promedios y máximos, registrados con los dos dispositivos NIRS durante los 5 min, los niveles de [Hb] fueron inferiores respecto a los medidos en la muestra sanguínea (Tabla 5). Asimismo, los valores de [Hb] que proporcionó el dispositivo Humon Hex fueron mayores que los aportados por Moxy (Figura 5). Concretamente, los niveles de [Hb] medidos en sangre fueron de  $14,6 \pm 1,1$  g/dl, mientras que Humon Hex arrojó valores promedio un 10% menores ( $13,1 \pm 1,2$  g/dl) y Moxy un 15% inferiores ( $12,3 \pm 0,5$  g/dl).

**Tabla 5.** Diferencias en los niveles de [Hb] sanguíneos respecto a los valores de [Hb] mínimos, promedios y máximos medidos con los dos dispositivos NIRS.

		Sangre			
		Diferencia media (g/dl)	IC al 95% de la diferencia media (g/dl)	<i>p</i>	TE
Humon Hex	Mínimo	1,86	1,4 – 2,2	<0,001	0,4
	Promedio	1,57	1,1 – 2,0	<0,001	1,3
	Máximo	1,38	0,9 – 1,8	<0,001	1,1
Moxy	Mínimo	2,41	2,0 – 2,7	<0,001	1,2
	Promedio	2,26	1,9 – 2,5	<0,001	2,8
	Máximo	2,14	1,8 – 2,4	<0,001	4,4

IC, intervalo de confianza; TE, tamaño del efecto.

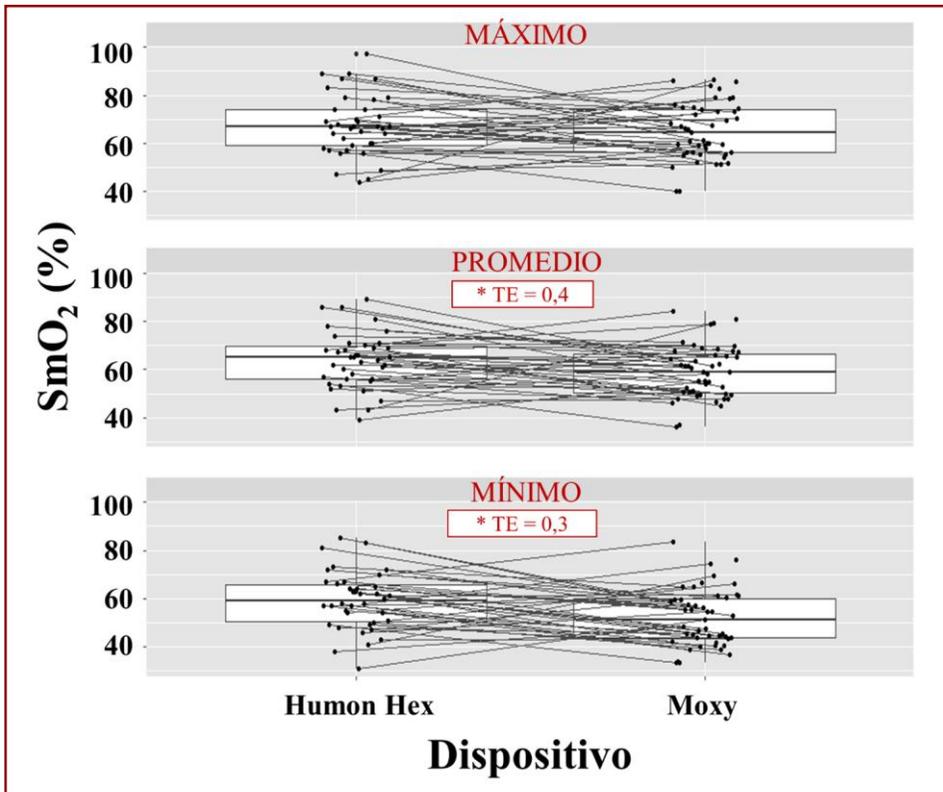


**Figura 5.** Diagrama de cajas y bigotes en el que se muestra la concentración de hemoglobina en sangre y sus correspondientes valores obtenidos con los dispositivos Humon Hex y Moxy. Para Humon Hex y Moxy se muestran los valores máximo, promedio y mínimo obtenidos durante los 5 min de registro, comparándolos en todos los casos con el valor único en sangre. Las líneas representan las conexiones entre las diferentes medidas obtenidas con cada instrumento para un mismo participante. Las diferencias entre la muestra sanguínea y los dos instrumentos se indican con el símbolo \*\*\* ( $p < 0,001$ ), mientras que las diferencias entre Humon Hex y Moxy se denotan con los símbolos # ( $p < 0,05$ ) y ### ( $p < 0,001$ ). Cuando existen diferencias, se indica el tamaño de efecto (TE) en cuestión.

### 3.1.2. Saturación muscular de oxígeno

Comparando los datos de ambos dispositivos NIRS registrados durante los 5 min, Humon Hex proporcionó niveles más elevados de oxigenación muscular para los valores promedios (diferencia media = 4,6%; IC al 95% de la diferencia media:

0,3% – 8,8%;  $p = 0,035$ ;  $TE = 0,4$ ) y mínimos (diferencia media = 5,3%; IC al 95% de la diferencia media: 0,3 – 10,3%;  $p = 0,038$ ;  $TE = 0,3$ ), mientras que no hubo diferencias en los valores máximos ( $p = 0,174$ ) (Figura 6). El valor promedio de  $SmO_2$  medido con Humon Hex fue  $63,7 \pm 11,7\%$ , mientras que el que aportó Moxy fue un 7% inferior ( $59,2 \pm 10,4\%$ ).



**Figura 6.** Diagrama de cajas y bigotes en el que se muestra el valor de saturación muscular de oxígeno ( $SmO_2$ ) medido en el recto femoral con los dispositivos Humon Hex y Moxy. En la parte superior se indican los valores máximos obtenidos durante los 5 min de registro, mientras que en la parte media los promedios de los 5 min y en la parte inferior los valores mínimos. Las líneas representan las conexiones entre las dos medidas obtenidas con cada dispositivo para un mismo participante. Las diferencias entre dispositivos se indican con el símbolo \* ( $p < 0,05$ ) y, cuando existen diferencias, se indica el tamaño de efecto (TE) en cuestión.

### 3.1.3. Diferencias entre instrumentos en función del sexo

Diferenciando por sexos, en hombres, el dispositivo Moxy proporcionó valores más bajos a los de Humon Hex tanto para la [Hb] (9,3% inferior) como para la SmO<sub>2</sub> (9,1% inferior). Sin embargo, en las mujeres, no hubo diferencias entre dispositivos en ninguna de las dos variables (Tablas 6 y 7).

**Tabla 6.** Valores mínimos, promedios y máximos de hemoglobina registrados con Humon Hex y Moxy. En la parte superior se indican los datos para hombres y en la parte inferior para mujeres.

		Mínimo		Promedio		Máximo	
		Valor (g/dl)	<i>p</i> (TE)	Valor (g/dl)	<i>p</i> (TE)	Valor (g/dl)	<i>p</i> (TE)
♂	<b>Humon Hex</b>	13,6 ± 0,9	<0,001	14,0 ± 0,8	<0,001	14,2 ± 0,8	<0,001
	<b>Moxy</b>	12,6 ± 0,4	(0,96)	12,7 ± 0,4	(1,00)	12,8 ± 0,4	(1,00)
♀	<b>Humon Hex</b>	12,0 ± 0,8	0,668	12,2 ± 0,8	0,641	12,3 ± 0,8	0,546
	<b>Moxy</b>	11,8 ± 0,4		12,0 ± 0,4		12,2 ± 0,4	

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica. Se indica el tamaño del efecto (TE) en los casos en los que existen diferencias significativas.

**Tabla 7.** Valores mínimos, promedios y máximos de saturación muscular de oxígeno registrados con Humon Hex y Moxy. En la parte superior se indican los datos para hombres y en la parte inferior para mujeres.

		Mínimo		Promedio		Máximo	
		Valor (%)	<i>p</i> (TE)	Valor (%)	<i>p</i> (TE)	Valor (%)	<i>p</i> (TE)
♂	<b>Humon Hex</b>	60,1 ± 12,2	0,005	63,6 ± 11,2	0,009	67,8 ± 13,1	0,040
	<b>Moxy</b>	51,2 ± 7,5	(0,73)	57,8 ± 7,1	(0,67)	63,3 ± 8,1	(0,51)
♀	<b>Humon Hex</b>	55,2 ± 17,2	0,631	63,9 ± 12,5	0,372	68,4 ± 13,2	0,647
	<b>Moxy</b>	53,2 ± 14,3		60,5 ± 12,8		66,5 ± 13,1	

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica. Se indica el tamaño del efecto (TE) en los casos en los que existen diferencias significativas.

## 3.2. Reproducibilidad y concordancia entre instrumentos

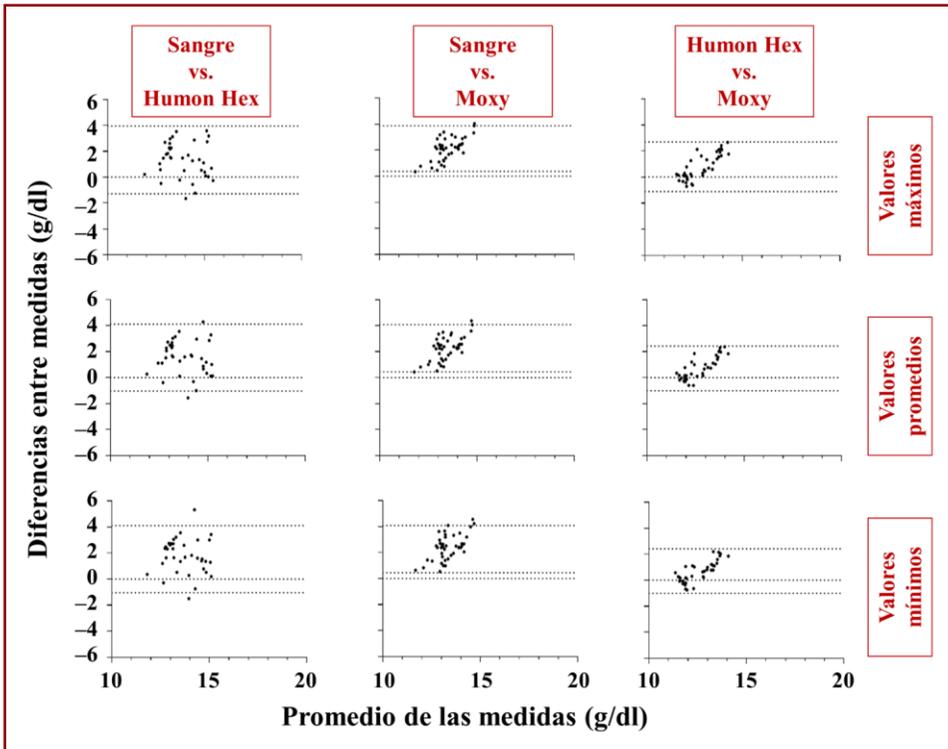
### 3.2.1. Hemoglobina

Comparada con los valores reales obtenidos en sangre, la reproducibilidad de ambos dispositivos para medir la [Hb] fue pobre ( $CCI \leq 0,2$ ). En el caso de la reproducibilidad entre Humon Hex y Moxy para la medición de [Hb], fue razonable para los valores máximos ( $CCI = 0,35$ ; IC del 95% =  $-0,01 - 0,62$ ) y buena tanto para los valores promedios ( $CCI = 0,42$ ; IC del 95% =  $0,02 - 0,68$ ) y como para los valores mínimos ( $CCI = 0,47$ ; IC del 95% =  $0,07 - 0,72$ ).

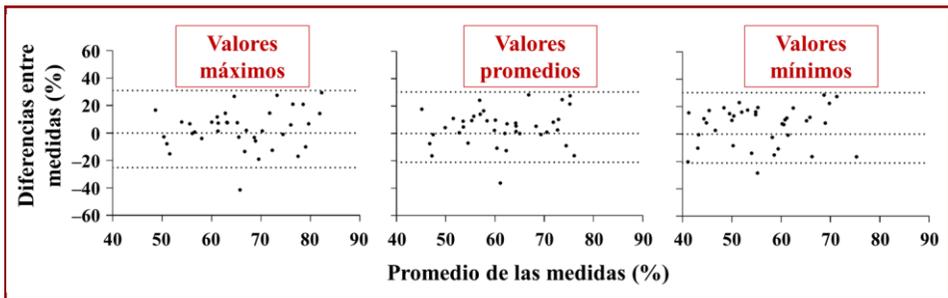
Los gráficos Bland-Altman ofrecieron, entre la muestra sanguínea y Humon Hex, límites de concordancia al 95% –o límites del acuerdo– más altos que entre las otras dos comparaciones –muestra sanguínea con Moxy y entre Humon Hex y Moxy–. Esto se produjo tanto para los valores promedio como para los mínimos y los máximos (Figura 7).

### 3.2.2. Saturación muscular de oxígeno

La reproducibilidad de los dispositivos para medir la oxigenación muscular fue razonable, tanto para los valores mínimos ( $CCI = 0,21$ ), promedios ( $CCI = 0,28$ ) como máximos ( $CCI = 0,26$ ). Los gráficos Bland-Altman mostraron límites del acuerdo similares para los valores mínimos, promedios y máximos (Figura 8).



**Figura 7.** Gráficos de Bland-Altman ilustrando la diferencia en las mediciones de hemoglobina obtenidas en sangre y con los dispositivos Humon Hex y Moxy. En la parte superior se representan los datos correspondientes a los valores máximos obtenidos durante el registro de 5 min; en la parte central los valores promedios y en la parte inferior los valores mínimos. En cada gráfico, las líneas de puntos representan los límites del acuerdo (límite superior e inferior) y el valor cero.



**Figura 8.** Gráficos de Bland-Altman ilustrando la diferencia en las mediciones de oxigenación muscular entre Humon Hex y Moxy. En cada gráfico, las líneas de puntos representan los límites del acuerdo (límite superior e inferior) y el valor cero.

### 3.3. Correlación entre instrumentos y pliegue cutáneo

El pliegue cutáneo mostró una correlación significativa e inversa con los valores de [Hb] medidos por los dispositivos NIRS. En el caso de Humon Hex, esta correlación fue fuerte, mientras que en Moxy fue moderada. Sin embargo, no se produjo significación estadística para la correlación entre pliegue cutáneo y SmO<sub>2</sub> en ninguno de los dos dispositivos NIRS. En el caso de la [Hb] sanguínea, correlacionó de forma positiva y débil con los valores de [Hb] proporcionados por ambos dispositivos NIRS. Asimismo, la correlación entre Humon Hex y Moxy para la determinación de la [Hb] fue moderada, mientras que para la SmO<sub>2</sub> no se halló significación estadística (Tabla 8).

**Tabla 8.** Correlaciones bivariadas de Pearson entre los valores de pliegue cutáneo del recto femoral, [Hb] sanguínea y datos promedio de [Hb] y SmO<sub>2</sub> proporcionados por Humon Hex y Moxy.

	<b>Pliegue cutáneo</b>	<b>Hb Humon Hex</b>	<b>Hb Moxy</b>	<b>Hb sanguínea</b>	<b>SmO<sub>2</sub> Humon Hex</b>
<b>Hb Humon Hex</b>	-0,85***				
<b>Hb Moxy</b>	-0,75***	0,75***			
<b>Hb sanguínea</b>	-0,26	0,33*	0,42**		
<b>SmO<sub>2</sub> Humon Hex</b>	-0,19	-0,13	-0,19	-0,07	
<b>SmO<sub>2</sub> Moxy</b>	0,28	-0,32*	-0,55***	-0,07	0,30

\*  $p < 0,5$ ; \*\*  $p < 0,1$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

Hb, hemoglobina; SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno.

## 4. Discusión

Este estudio pretendía: a) evaluar si Moxy y Humon Hex eran válidos y fiables, al situarlos en el recto femoral, para medir en reposo la [Hb] en sangre; b) establecer posibles relaciones entre dispositivos; c) evaluar la posible influencia del grosor del pliegue cutáneo en la medida mediante NIRS; y d) valorar la relación entre dispositivos para determinar la SmO<sub>2</sub>, así como las posibles influencias debidas al grosor del pliegue cutáneo.

De forma contraria a nuestra primera hipótesis planteada, independientemente del grosor del pliegue cutáneo, la [Hb] medida tanto con Moxy como con Humon Hex fue inferior a la de la muestra sanguínea ( $p < 0,001$ ) (Figura 4). En cualquier caso, como se había previsto, el grosor del pliegue cutáneo mostró una relación proporcional inversa entre las medidas de [Hb] obtenidas con los dispositivos NIRS y los valores en sangre (Tabla 5). Ello implica que el valor proporcionado por los dispositivos NIRS es incorrecto en ambos dispositivos y que el error aumenta con el grosor del pliegue cutáneo. En un estudio previo de validación de Humon Hex se indicó que este error podría ser insignificante y comparable con el error obtenido por variaciones en el lugar en el que se colocaba el sensor [283]. Según nuestro estudio, esta diferencia fue aún mayor y no debería asumirse este error. Cabe señalar que las primeras investigaciones realizadas con dispositivos NIRS ya advertían sobre este posible error [291]. Todo ello, unido a la pobre reproducibilidad mostrada por ambos dispositivos respecto al valor de [Hb] en la muestra sanguínea ( $ICC \leq 0,2$ ), nos conduce a sugerir que no se pueden tomar como referencia los valores de [Hb] proporcionados ni por Moxy ni por Humon Hex.

También fueron estadísticamente diferentes las medidas de [Hb] obtenidas por ambos dispositivos NIRS al compararlos entre ellos ( $p < 0,05$ ), con valores de [Hb] más elevados para Humon Hex (Figura 5). No obstante, en este supuesto, la reproducibilidad entre dispositivos fue mayor comparada con la que se daba ante los valores de la muestra sanguínea. Estas diferencias ya se observaron previamente en un estudio de validación de Humon Hex en el que se comparaba con MetaOx, otro dispositivo NIRS [283]. En este caso, pese a una fuerte correlación, la discrepancia entre los valores de [Hb] de ambos dispositivos fue de un 20,7%.

También se produjeron diferencias entre dispositivos en las mediciones de la  $\text{SmO}_2$  ( $p < 0,05$ ), pero solamente en los valores promedios y mínimos registrados durante los cinco minutos (Figura 6), con una reproducibilidad razonable entre ambos dispositivos. En un estudio previo que comparó las medidas de oxigenación muscular proporcionadas por Humon Hex y Moxy no se reportaron diferencias entre ambos sistemas durante una carrera a pie de 60 min, aunque los valores en reposo no se evaluaron [285]. Los autores afirmaron que, pese a que ambos dispositivos eran capaces de detectar cambios en la oxigenación muscular y no existían diferencias estadísticamente significativas entre ellos, no se recomendaba intercambiar dispositivos para comparar información. En otro estudio en el que se compararon los datos de  $\text{SmO}_2$  obtenidos con Humon Hex con los propiciados por MetaOx, se produjeron diferencias entre dispositivos de un 3,4%, aunque los datos mostraron un buen acuerdo durante el ejercicio [283]. Los autores sugirieron que dichas diferencias podían deberse al hecho que cada dispositivo se colocó en una pierna diferente, ya que podía darse un consumo diferente entre los músculos de la pierna derecha e izquierda. En otro estudio que comparó la  $\text{SmO}_2$  en reposo con dos dispositivos NIRS, concretamente Moxy y PortaMon, se observó que los valores de ambas medidas era similares en hombres,

mientras que en mujeres, Moxy arrojó lecturas más elevadas [286]. Según los autores, estas variaciones fueron consecuencia de las diferencias en el tejido adiposo en función del género. En nuestro caso, diferenciado entre hombres y mujeres, hemos hallado resultados opuestos: en hombres hubo diferencias entre dispositivos para la  $SmO_2$  –y también para la [Hb]–, con valores inferiores ofrecidos por Moxy; en mujeres no hubo diferencias entre dispositivos ni para la  $SmO_2$  ni para la [Hb]. Esto es contrario a lo que cabría esperar: si un dispositivo se ve más afectado que otro por el grosor del tejido adiposo, los valores de las mujeres deberían variar más entre aparatos, ya que poseen más grasa corporal. Sin embargo, hay que considerar que nueve participantes fueron excluidas de la muestra original por errores de medición o valores atípicos extremos con Humon Hex, mientras que los datos de Moxy estaban dentro del rango normal. Estas ciclistas tenían pliegues cutáneos de mayor grosor. Ello podría explicar la ausencia de diferencias entre dispositivos en mujeres.

En cualquier caso, nuestros resultados no contradicen los hallazgos de estudios previos en el ámbito de las Ciencias del Deporte. Aunque los dispositivos no miden correctamente la [Hb] en reposo, ello no implica que no sean capaces de detectar cambios en la  $SmO_2$  o la [Hb] y su magnitud. Esto es lo que se ha observado en la mayoría de estudios, aunque habría que incidir en que los valores indicados no representan la [Hb] real. De hecho, la mayoría de estudios previos han indicado la existencia de un punto de ruptura para la  $SmO_2$  a una intensidad que se podría relacionar con el MLSS, el  $VT_2$  o el  $LT_2$  [21,271,272], así como incrementos en la oxigenación muscular durante el calentamiento [277]. En futuros estudios sería interesante comprobar si la magnitud de los cambios está relacionada entre dispositivos.

La variabilidad mostrada entre dispositivos respecto a los datos de [Hb] y  $SmO_2$  podría entenderse como aceptable si, como se ha observado en otros estudios, los valores dependen, principalmente, del flujo sanguíneo a través de los vasos más superficiales [268]. Por ello, la medición dependerá de los vasos captados, la cantidad de sangre y la profundidad de las ondas infrarrojas para obtener los valores de [Hb], lo que dificulta una medición precisa. Además, las mediciones en diferentes puntos o momentos temporales podrían proporcionar valores que difieran significativamente, incluso en situación de reposo. En nuestro caso, los dispositivos se colocaron lo más cerca posible, en el centro del cuádriceps, uno por encima y otro por debajo (Figura 2), para medir simultáneamente. Se optó por esta opción antes que medir en el mismo punto en dos momentos diferentes al considerarla como más apropiada para poder comparar. No obstante, a pesar de la proximidad entre los sensores, al no cubrir exactamente la misma porción de tejido, también es posible que las medidas difieran [269,270]. Aun así, nuestra forma de medir siempre se ha hecho de la misma manera y la colocación de los aparatos –extremo proximal o distal– ha sido contrabalanceada, por lo que el posible error, de haberlo, debería ser sistemático.

Los gráficos Bland-Altman mostraron la distribución de la variabilidad. Mientras parece que Humon Hex podría tener problemas en todo el espectro de la medición de [Hb] en relación con los valores de la muestra de sangre, Moxy tuvo un mayor error con los valores más altos de [Hb] (Figura 7). En el caso de la  $SmO_2$ , el problema de reproducibilidad entre dispositivos parece ocurrir de forma más uniforme a través de todo el rango de datos (Figura 8).

Finalmente, Humon Hex no midió, o lo hizo incorrectamente, con pliegues cutáneos mayores de 21 mm, mientras que Moxy no mostró este problema. Además, existía una relación inversa entre el tamaño del pliegue corporal y la

[Hb], de modo que, a mayor grosor, la medición de [Hb] disminuía tanto en Moxy como en Humon Hex con respecto a la [Hb] real de la muestra sanguínea (Tabla 8). Este hecho confirma lo señalado en estudios anteriores [286,292]. Obviamente, esta relación inversa no se produjo con la medición de la [Hb] en la extracción de sangre venosa, puesto que el grosor del pliegue no tenía ninguna influencia. Por lo tanto, estos resultados confirman nuestra hipótesis sobre que el grosor del tejido adiposo es un factor contaminante en la medición de [Hb] y SmO<sub>2</sub> utilizando tecnología NIRS. Sobre esta base, las mediciones de Humon Hex y Moxy deben utilizarse con precaución en función de la grasa corporal de los sujetos.

Este estudio tuvo algunas limitaciones. Además de lo ya mencionado previamente, sobre la imposibilidad de ubicar simultáneamente ambos dispositivos NIRS en la misma ubicación, el color de la piel no se tuvo en consideración. Este hecho, al igual que el grosor del pliegue cutáneo, también puede interferir en la reflexión de la luz. No obstante, para minimizar otras posibles interferencias debidas al color del vello corporal, todos los participantes tenían depilada la zona en la que se ubicaron los sensores.

## 5. Conclusiones

La [Hb] medida con Humon Hex y Moxy muestra valores más bajos que la [Hb] real obtenida de una muestra de sangre venosa, con valores incluso inferiores para Moxy en comparación con Humon Hex. Además, el grosor del tejido adiposo donde se realiza la medición influye en el registro, disminuyendo el valor de la lectura de [Hb] en ambos dispositivos NIRS en comparación con el valor de la muestra de sangre. En el caso de Humon Hex, mostró problemas de medida cuando el tejido adiposo era de mayor grosor.

Además, las mediciones obtenidas por los dos dispositivos mostraron una reproducibilidad y concordancia razonables entre ellos, aunque la reproducibilidad fue pobre en comparación con la [Hb] de la muestra de sangre venosa. Por lo tanto, no se recomienda el uso de estos dispositivos para medir la concentración real de [Hb] en sangre. Sin embargo, sería interesante evaluar si son capaces de medir correctamente la magnitud de los cambios de [Hb] que pueden producirse en situaciones como el ejercicio físico, contrastando datos de NIRS con datos sanguíneos.

## 6. Aplicaciones prácticas

Si bien se ha comprobado que estos dispositivos NIRS miden la [Hb] en sangre por defecto y que dicha medida se ve afectada por el grosor del tejido graso, sería interesante comprobar si, en una misma persona, el error respecto a la medida sanguínea es sistemático. De ser así, la tecnología NIRS permitiría monitorizar la [Hb] sin tener que recurrir a tomar muestras sanguíneas, lo que implica menos inconvenientes y ahorro económico para los deportistas. No obstante, con los datos disponibles de nuestro estudio, no parece recomendable tomar decisiones basadas en la información sobre la [Hb] proporcionada por los dispositivos NIRS.





## Estudio 2.

Validación de Humon Hex para detectar el  
segundo umbral de lactato



## 1. Introducción

Tradicionalmente, el  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  había sido el principal parámetro para evaluar el rendimiento aeróbico [273,293] y la intensidad del ejercicio se solía expresar como porcentaje respecto a este valor [294]. Sin embargo, aunque en la actualidad aún es frecuente este paradigma –especialmente en el ámbito científico–, cada vez se da mayor importancia a otros umbrales submáximos o valores fisiológicos [273], pues suponen un mejor índice que el  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  en los deportes de resistencia [295]. De hecho, en estos deportes, existe una estrecha relación entre el rendimiento en competición y la intensidad a la que se produce el MLSS o los umbrales de lactato [273,296].

El MLSS se corresponde con la máxima intensidad que puede ser mantenida a lo largo del tiempo con una concentración estable de  $\text{La}^-$ , por lo que representa el punto más elevado de equilibrio entre la producción y la reutilización de  $\text{La}^-$  [296,297]. Esta variable se utiliza de forma habitual para evaluar el rendimiento en deportistas de resistencia, así como para planificar intensidades de entrenamiento e incluso controlar la carga de trabajo [273–276]. Existen diferentes conceptos o nomenclaturas que pueden hacer referencia o estar relacionados con el MLSS: umbral anaeróbico, umbral anaeróbico individual (IAT), comienzo de la acumulación de lactato en sangre –en inglés, *onset of blood lactate accumulation*– (OBLA),  $\text{LT}_2$  o, simplemente, umbral de lactato –concepto que, por otra parte, no nos parece el más adecuado, puesto que existen dos umbrales de lactato,  $\text{LT}_1$  y  $\text{LT}_2$ , así que puede crear confusión– [273,274]. Asimismo, también existen otra serie de umbrales fisiológicos relacionados con el  $\text{LT}_2$  pues, aunque son de diferente naturaleza, ocurren a una intensidad de ejercicio semejante y se manifiestan a partir de un fenómeno metabólico similar

en respuesta a la acidosis metabólica [16]. Concretamente, en ocasiones se utilizan como sinónimos de una misma intensidad  $VT_2$ , RCP, umbral de electromiografía, CP, velocidad crítica –similar a CP, pero en velocidad, por lo que se suele utilizar en deportes como la carrera a pie o la natación– o UPF [14,16,294,295,298–300].

Para determinar correctamente el MLSS, el método *gold standard* precisa de diferentes pruebas de ejercicio continuo durante 30 min, a diferentes intensidades –pero constante en cada uno de los intentos– y en días separados [301,302], lo que resulta económicamente costoso [297]. Además, surgen otras limitaciones, especialmente en el caso de deportistas de élite, pues se compromete su entrenamiento diario durante el periodo de evaluación, lo que conduce a que no sea aplicable en un contexto real [302]. Por estas razones, el uso de una GXT supone una alternativa atractiva para determinar parámetros como  $LT_2$  o  $VT_2$ . En cualquier caso, también existen ciertos inconvenientes: para medir el intercambio de gases se precisa de equipos costosos; medir  $La^-$  es un método invasivo que requiere de diferentes muestras sanguíneas y también puede resultar económicamente caro, en función del número de muestras a tomar.

En los últimos años, el uso de la tecnología NIRS se ha convertido en una interesante alternativa a los métodos tradicionales para detectar los umbrales de intensidad crítica para el ejercicio [303]. Pese a que esta tecnología ha existido desde hace décadas [304], el primer dispositivo portátil para medir oxigenación muscular no apareció hasta el año 2006. En su caso, únicamente proporcionaba cambios en la oxigenación muscular expresados en unidades arbitrarias, así como cambios en la  $[O_2Hb]$  y  $[HHb]$  para determinar el uso de  $O_2$  en músculo [271]. En la actualidad, los dispositivos NIRS son relativamente económicos, suponen un método no invasivo de monitorizar la oxigenación muscular y pueden proporcionar información en tiempo real a los deportistas sobre cómo responden

los músculos al ejercicio físico [283,295,305,306]. Sus datos reflejan la relación entre aporte y utilización de  $O_2$  en el tejido muscular midiendo los cambios que se producen en [Hb] y  $SmO_2$  [271,283,304,307].

Hallazgos previos han mostrado la existencia de una relación entre la intensidad a la que se produce un punto de ruptura en la [HHb] o la  $SmO_2$  –detectados mediante diferentes dispositivos NIRS– y otros parámetros como el RCP, el  $VT_2$ , el MLSS o la CP, en ciclistas, corredores y remeros [16,283,294,295,297,307–311]. En todos estos supuestos, el dispositivo portátil de tecnología NIRS Humon Hex solamente se ha utilizado en dos estudios: uno en ciclismo y otro en carrera a pie, ambos durante pruebas GXT [283,307]. Su validez en ciclismo se ha comprobado utilizando 17 deportistas –14 hombres y 3 mujeres–, afirmando que el dispositivo permite predecir con precisión la intensidad del  $LT_2$  a partir del punto de ruptura de la  $SmO_2$  [283]. Para la carrera a pie, se ha afirmado que el punto de ruptura de la  $SmO_2$  puede predecir la intensidad del  $VT_2$  utilizando 10 corredores bien entrenados –5 hombres y 5 mujeres– [307]. No obstante, en ambos estudios, una posible limitación fue el reducido tamaño de la muestra, como los propios autores reconocen. Asimismo, en el primero de estos estudios, también hay que destacar que las tres mujeres fueron eliminadas del análisis, alegando que no se pudo determinar el  $LT_2$  porque los incrementos de intensidad entre cada escalón –30 W cada 4 min– fueron demasiado grandes para ellas.

No nos consta ningún estudio que haya utilizado tecnología NIRS con una muestra amplia de ciclistas de élite –hombres y mujeres– para estimar la intensidad del  $LT_2$ . Por ello, el objetivo de este estudio fue evaluar la relación entre la intensidad a la que se produce el punto de ruptura de la  $SmO_2$  utilizando Humon Hex y la del  $LT_2$ . Se plantea la hipótesis que ambos umbrales se darán a la misma intensidad, por lo que la intensidad del  $LT_2$  se podría predecir a partir de la  $SmO_2$ .

## 2. Metodología

### 2.1. Participantes

En el estudio participaron voluntariamente 90 ciclistas profesionales, incluyendo medallistas en Campeonatos Europeos, Campeonatos del Mundo y Juegos Olímpicos. Los participantes, 32 hombres y 58 mujeres (Tabla 9), competían en pruebas de carretera, MTB, pista –solo eventos considerados de resistencia– o CX. Se obtuvo el consentimiento informado de todos ellos antes del inicio del estudio.

**Tabla 9.** Número, categoría y características de los ciclistas participantes en el estudio 2.

	<b>Todos</b>	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>
<b>N</b>	90	32	58
<b>Categoría</b>			
<b>Junior</b>	41	15	26
<b>Sub-23</b>	26	10	16
<b>Élite</b>	23	7	16
<b>Edad (años)</b>	21,5 ± 5,7	21,7 ± 6,2	21,4 ± 5,5
<b>Estatura (cm)</b>	169,4 ± 8,6	177,5 ± 6,3	164,9 ± 6,0
<b>Masa corporal (kg)</b>	60,7 ± 7,7	67,6 ± 4,8	56,8 ± 6,2
<b>IMC (kg/m)</b>	21,1 ± 1,6	21,5 ± 1,5	20,9 ± 1,6
<b>Grasa corporal (%)</b>	15,8 ± 5,8	10,0 ± 2,3	19,1 ± 4,3
<b>PAM (W)</b>	347,2 ± 65,2	424,4 ± 27,6	304,7 ± 32,2
<b>PAM (W/kg)</b>	5,7 ± 0,6	6,3 ± 0,4	5,4 ± 0,5
<b>VO<sub>2</sub>MAX (ml/kg/min)</b>	69,5 ± 6,9	77,3 ± 2,9	65,5 ± 4,6

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

IMC, índice de masa corporal; PAM, potencia aeróbica máxima; VO<sub>2</sub>MAX, consumo máximo de oxígeno.

## 2.2. Diseño del estudio

Cada ciclista realizó una GXT hasta el agotamiento siguiendo procedimientos estandarizados [312]. La prueba comenzó con un calentamiento individualizado de 5 min a una potencia del 15-20% del UPF del ciclista (Tabla 10), seguido de incrementos escalonados de 25 W cada minuto hasta la extenuación. Durante la prueba, cada ciclista pedaleaba sentado y manteniendo constante su cadencia preferida. La GXT finalizaba cuando el ciclista se detenía voluntariamente o cuando no era capaz de mantener la potencia objetivo.

**Tabla 10.** Intensidad del calentamiento, en vatios, en función del UPF.

UPF (W)	Potencia del calentamiento (W)
< 230	50
[230 – 300)	75
[300 – 360)	100
[360 – 430)	125
≥ 430	150

UPF, umbral de potencia funcional.

Para el esfuerzo, cada ciclista utilizó su propia bicicleta acoplada a un rodillo (Hammer H3, Saris, Madison, Wisconsin, Estados Unidos) [313] (Figura 9). Al ser ciclistas profesionales, se optó por esta opción, ya que de utilizar un cicloergómetro, cualquier mínimo cambio en la geometría de la bicicleta podría afectar negativamente a su rendimiento o, incluso, provocarles lesiones.



**Figura 9.** Rodillo Saris Hammer H3 con una de las bicicletas de carretera.

Durante la prueba se monitorizó la FC y, mediante tecnología NIRS, la  $SmO_2$ . Al final de cada escalón se tomaron muestras de  $La^-$ . Posteriormente, se determinaron el punto de ruptura de la  $SmO_2$  y el  $LT_2$ , con el objetivo de comparar la intensidad en ambos umbrales. El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética en investigación humana de la Universidad de Granada (1608/CEIH/2020).

## 2.3. Medidas

### 2.3.1. Hemoglobina y saturación muscular de oxígeno

La oxigenación muscular se monitorizó durante toda la prueba utilizando un dispositivo NIRS (Humon Hex, Dynometrics Inc., Cambridge, Estados Unidos). Pese a que lo más habitual en ciclistas es medir la oxigenación en el vasto lateral [314], se optó por colocar el dispositivo en el recto femoral derecho, en el punto medio del fémur (Figura 10). Dicha elección se basó en un estudio previo, que afirma que esta localización permite minimizar los movimientos en el dispositivo durante el pedaleo [283]. El dispositivo Humon Hex mide la  $[O_2Hb]$  y  $[HHb]$ , determinando la oxigenación muscular a partir de estos dos parámetros.



**Figura 10.** Colocación del dispositivo Humon Hex en el punto medio del recto femoral derecho.

### 2.3.2. Lactato

Tras realizar una punción en la parte inferior del lóbulo de la oreja derecha, se midió  $La^-$  en sangre capilar utilizando un analizador portátil (Lactate Pro 2, Arkray, Kyoto, Japón) [315] (Figura 11). La primera muestra, de reposo, se tomó al llegar al laboratorio, antes de iniciar el ejercicio. Posteriormente, se tomó una muestra al finalizar cada uno de los escalones del GXT.



**Figura 11.** Imagen del analizador de lactato utilizado (izquierda) y del procedimiento para realizar la muestra de sangre capilar en la parte inferior del lóbulo de la oreja (derecha).

### 2.3.3. Intensidad: frecuencia cardiaca y potencia

La intensidad de ejercicio se midió en términos de carga interna y carga externa, concretamente FC y potencia, respectivamente. La FC se monitorizó utilizando una banda de pecho (Polar Bluetooth H10, Oy, Finlandia) (Figura 12). La potencia, así como la cadencia, se midieron a partir de los datos del rodillo (Hammer H3, Saris, Madison, Wisconsin, Estados Unidos) [313] (Figura 13).



**Figura 12.** Imagen del sensor de frecuencia cardiaca Polar H10.



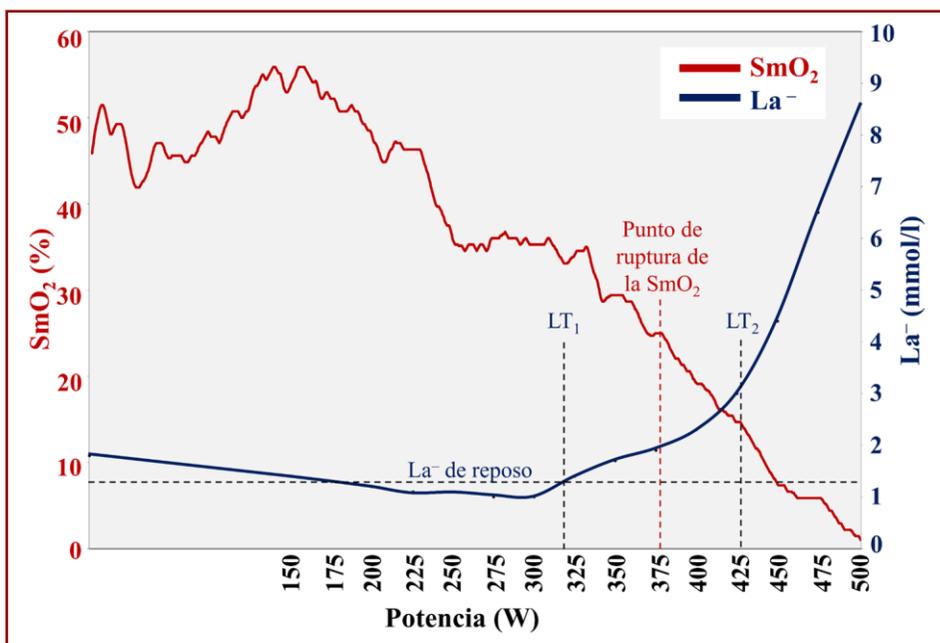
**Figura 13.** Imagen del rodillo Saris Hammer H3.

La potencia en el rodillo se fijó utilizando un software específico, vinculado por Bluetooth, mediante el que se generaban los protocolos de la GXT (ROUVY, VirtualTrainig s.r.o, Vimperk, República Checa). Los datos de potencia, cadencia y FC, así como los de  $SmO_2$ , se transmitieron vía Bluetooth a un ciclo computador (Edge 1000, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos).

## 2.4. Análisis de datos

Además de proporcionar la potencia en términos absolutos (W), con el objetivo de poder comparar ciclistas de diferentes características, la potencia se relativizó con respecto a la masa corporal (W/kg). Se consideró como PAM la potencia del último escalón completado en la GXT. En caso de no completar un escalón pero superar más de la mitad de la duración del mismo, se añadió la parte proporcional de potencia correspondiente a medio escalón al valor del escalón anterior [28]. Por ejemplo, si un ciclista se detuvo en el escalón de 400 W antes de completar 30 s, su PAM fue 375 W. Sin embargo, si superó los 30 s a 400 W pero no completó el escalón, su PAM fue 388 W ( $PAM = 375 + 25/2$ ). La  $FC_{MAX}$  fue el valor más alto de FC en la GXT, generalmente alcanzado al final del mismo o, incluso, durante los segundos posteriores a su finalización.

Para determinar la intensidad del  $LT_1$ , se consideró la carga de trabajo más alta no asociada a un aumento de  $La^-$  por encima de los valores de reposo [312,316]. Acorde a la metodología validada utilizando el mismo protocolo de GXT en ciclistas bien entrenados, la intensidad para el  $LT_2$  fue aquella que provocaba un aumento de, al menos, 2 mmol/l respecto al  $LT_1$  [312] (Figura 14).



**Figura 14.** Ejemplo de la determinación del punto de ruptura de la SmO<sub>2</sub> y de los dos umbrales de lactato en uno de los participantes.

SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; La<sup>-</sup>, lactato; LT<sub>1</sub>, primer umbral de lactato; LT<sub>2</sub>, segundo umbral de lactato.

La SmO<sub>2</sub> es la proporción de [O<sub>2</sub>Hb] en el tejido muscular respecto a la [tHb], siendo [tHb] la suma de [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb]:

$$SmO_2 = \frac{[O_2Hb]}{[O_2Hb] + [HHb]}$$

Para la determinación del punto de ruptura de la SmO<sub>2</sub> no existe un valor de umbral válido para todas las personas [283], por lo que el método para su identificación se realizó, inicialmente, mediante la identificación visual de un descenso prolongado. Como criterio de confirmación se utilizó el método

empleado en estudios previos, consistente en la existencia de un descenso superior al 15% [307,310,317] (Figura 14). Previamente a la identificación, se normalizaron los valores de  $SmO_2$  registrados por el dispositivo, identificando los valores mínimo y máximo de  $SmO_2$  y asignándoles los valores 0% y 100%, respectivamente. Para ello, Feldmann, Schmitz y Erlacher proponen el método de oclusión arterial, de forma que se pueda encontrar el valor máximo de desoxigenación ( $SmO_2$  mínima) y, posteriormente a la oclusión, por efecto de la hiperemia, el valor máximo de oxigenación ( $SmO_2$  máxima) [284]. Una alternativa a este método es la que proponen Belardinelli, Barstow, Porszasz y Wasserman durante un ejercicio incremental máximo, en la que los cambios de oxigenación muscular se escalan entre el valor mínimo alcanzado al final de la prueba y el valor máximo, alcanzado durante la recuperación posterior al ejercicio [317]. En nuestro caso, para evitar el proceso de oclusión, optamos por el segundo de los métodos, ya que la señal de todo el registro de oxigenación muscular siempre se encontraba entre los valores mínimo y máximo indicados anteriormente.

Tanto los valores del  $LT_2$  como del punto de ruptura de la  $SmO_2$  fueron comprobados, independientemente, por dos investigadores experimentados. En caso de discrepancia entre ambos, se resolvía por consenso con un tercer investigador. La determinación del  $LT_2$  se realizó de forma ciega respecto a la determinación del punto de ruptura de la  $SmO_2$ . La intensidad a la que se localizaron los umbrales ( $LT_2$  y punto de ruptura de la  $SmO_2$ ) se indicó tanto en potencia como en FC, así como de forma relativa respecto a la PAM (% PAM) y a la  $FC_{MAX}$  (%  $FC_{MAX}$ ). Se analizaron los resultados diferenciando por categorías y disciplinas ciclistas, pero al no observar diferencias estadísticamente significativas, se presentó únicamente un análisis global para todos los ciclistas, así como diferenciando por sexos.

## 2.5. Análisis estadístico

Tras comprobar la normalidad de las variables mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov ( $p > 0,05$ ), se utilizó la prueba T de Student para muestras relacionadas con el objetivo de comparar los valores de potencia y de FC estimados en el  $LT_2$  y en el punto de ruptura de la  $SmO_2$ . Posteriormente, se comprobaron las asociaciones entre los valores de intensidad (potencia y FC) obtenidos con  $La^-$  y oxigenación muscular mediante regresiones lineales, indicando el coeficiente de correlación de Pearson en todos los casos. Asimismo, se utilizaron gráficos Bland-Altman para evaluar la concordancia entre las diferentes variables (potencia, FC, % PAM y %  $FC_{MAX}$ ) predichas por el  $LT_2$  y por el punto de ruptura de la  $SmO_2$ .

Para finalizar, se utilizaron el CCI, el coeficiente de variación (CV), el error estándar de medición (SEm), el error estándar de la estimación (SEE) y el error estándar de predicción (SEP) para evaluar la fiabilidad de los métodos. A partir de los valores de CCI, la reproducibilidad se categorizó en los siguientes cinco niveles: excelente (0,81 – 1,00), muy buena (0,61 – 0,80), buena (0,41 – 0,60), razonable (0,21 – 0,40) o pobre (0,00 – 0,20) [289].

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el proyecto de código abierto JASP [318] y el programa informático RStudio (versión 1.2.5033). El nivel de significación estadística se fijó en  $p < 0,05$ .

### 3. Resultados

De los 90 participantes iniciales, 13 fueron excluidos como consecuencia de errores en la señal de Humon Hex. En otros tres casos, la dinámica de la  $SmO_2$  no permitió determinar el punto de ruptura. Por lo tanto, la muestra final estuvo formada por 74 ciclistas, 25 hombres y 49 mujeres.

#### 3.1. Intensidades asociadas a los umbrales

El valor promedio para el punto de ruptura de la oxigenación muscular en el recto femoral fue  $63,69 \pm 7,94\%$ , existiendo valores entre un mínimo del 41,1% y un máximo del 73,8%. En el caso del  $LT_2$ , el valor promedio fue  $4,1 \pm 1,3$  mmol/l, con un rango entre 2,7 mmol/l y 7,3 mmol/l.

Las intensidades asociadas a ambos umbrales –punto de ruptura de la  $SmO_2$  y  $LT_2$ –, tanto en potencia como en FC, no mostraron diferencias estadísticamente significativas. Asimismo, tampoco hubo diferencias cuando estas intensidades se relativizaron como porcentaje respecto a la PAM o a la  $FC_{MAX}$  (Tabla 11). De hecho, las intensidades asociadas al punto de ruptura de la  $SmO_2$  y al  $LT_2$  coincidieron en 52 de los 74 ciclistas, es decir, en un 70% de los casos. En el resto de participantes, las intensidades entre ambos métodos difirieron en un escalón de la GXT en 20 participantes y en dos escalones en dos ciclistas. Concretamente, la potencia estimada con Humon Hex fue 25 W superior a la determinada mediante  $La^-$  en 14 participantes, 25 W inferior en 6 participantes, 50 W superior en un sujeto y 50 W inferior en otro ciclista.

**Tabla 11.** Valores de potencia –en términos absolutos, relativos a la masa corporal y relativos a la PAM– y de FC –en términos absolutos y relativos a la FC<sub>MAX</sub>– en el punto de ruptura de la SmO<sub>2</sub> y en el LT<sub>2</sub>. Se indican los datos de todos los participantes y diferenciando por sexos.

	SmO <sub>2</sub>	LT <sub>2</sub>	<i>p</i>	TE
<b>Potencia (W)</b>	280 ± 59	277 ± 60	0,131	0,177
<b>Hombres</b>	347 ± 34	346 ± 34	0,714	0,074
<b>Mujeres</b>	246 ± 35	242 ± 34	0,128	0,221
<b>Potencia (W/kg)</b>	4,61 ± 0,67	4,56 ± 0,64	0,123	0,181
<b>Hombres</b>	5,11 ± 0,49	5,09 ± 0,44	0,663	0,088
<b>Mujeres</b>	4,36 ± 0,61	4,29 ± 0,57	0,137	0,216
<b>Potencia (%PAM)</b>	81,3 ± 7,4	80,4 ± 6,4	0,118	0,184
<b>Hombres</b>	81,2 ± 5,9	80,9 ± 5,3	0,679	0,084
<b>Mujeres</b>	81,3 ± 8,1	80,1 ± 7,0	0,132	0,219
<b>FC (ppm)</b>	177 ± 11	177 ± 10	0,107	0,192
<b>Hombres</b>	176 ± 8	176 ± 6	0,887	0,029
<b>Mujeres</b>	178 ± 12	177 ± 11	0,077	0,261
<b>FC (%FC<sub>MAX</sub>)</b>	90,0 ± 15,6	89,7 ± 15,4	0,115	0,185
<b>Hombres</b>	87,9 ± 18,6	87,9 ± 18,5	0,933	0,017
<b>Mujeres</b>	91,1 ± 13,9	90,6 ± 13,7	0,077	0,258

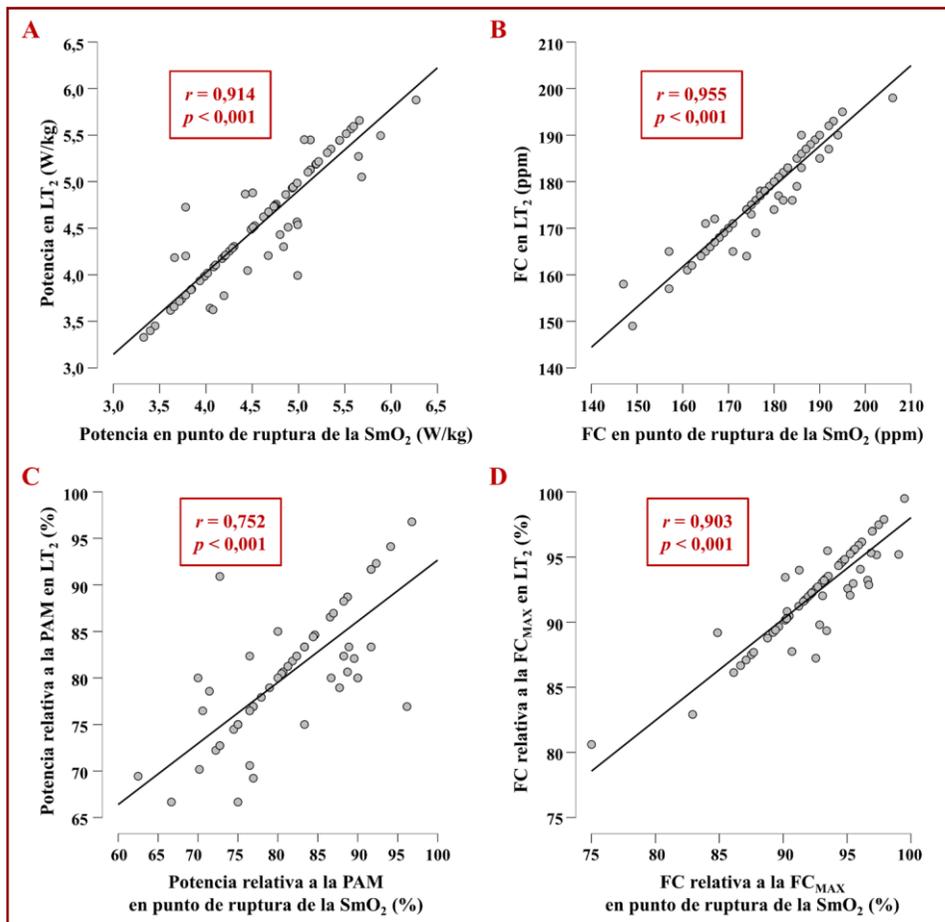
Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

PAM, potencia aeróbica máxima; FC, frecuencia cardíaca; FC<sub>MAX</sub>, frecuencia cardíaca máxima; SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; LT<sub>2</sub>, segundo umbral de lactato; TE, tamaño del efecto.

Tampoco hubo diferencias entre ambos métodos en ninguna de las variables cuando se estudió a hombres y mujeres por separado (Tabla 11). En este caso, las intensidades asociadas a ambos umbrales coincidieron en un 72% de los hombres –18 de los 25 ciclistas– y en un 69% de las mujeres –34 de las 49 ciclistas–. En hombres, la potencia estimada con Humon Hex fue 25 W superior respecto a la determinada por La<sup>-</sup> en cuatro ciclistas y 25 W inferior en tres. En mujeres, la

intensidad asociada a ambos umbrales difirió un escalón en 13 ciclistas –25 W superior con Humon Hex respecto a La<sup>-</sup> en 10 ocasiones– y dos escalones en dos casos –una vez 50 W superior con La<sup>-</sup> y la otra con NIRS–.

### 3.2. Correlación, acuerdo y fiabilidad entre métodos

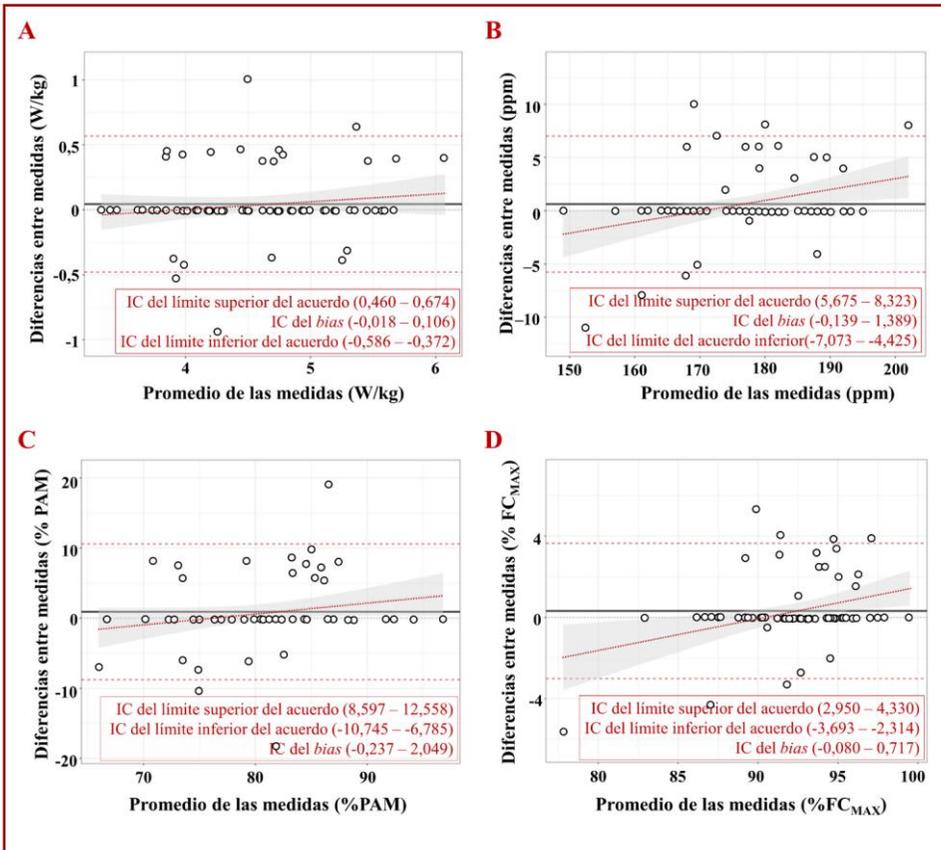


**Figura 15.** Correlación durante el ejercicio incremental escalonado entre las intensidades asociadas al punto de ruptura de la saturación muscular de oxígeno (SmO<sub>2</sub>) y al segundo umbral de lactato (LT<sub>2</sub>). A, potencia; B, frecuencia cardiaca (FC); C, potencia expresada como porcentaje de la potencia aeróbica máxima (PAM); y D, FC relativizada respecto a la frecuencia cardiaca máxima (FC<sub>MAX</sub>).

Existió una correlación significativa muy alta entre las intensidades a las que se localizaron los umbrales con ambos métodos –La<sup>-</sup> y oxigenación muscular– para los valores de potencia ( $r = 0,914$ ;  $p < 0,001$ ), FC ( $r = 0,955$ ;  $p < 0,001$ ) y %FC<sub>MAX</sub> ( $r = 0,903$ ,  $p < 0,001$ ). En el caso de los valores de potencia como porcentaje respecto a la PAM, la correlación fue significativa y alta ( $r = 0,752$ ;  $p < 0,001$ ) [319] (Figura 15).

El análisis Bland-Altman del acuerdo resultó en una diferencia media o *bias* de  $0,05 \pm 0,27$  W/kg para la potencia determinada mediante el punto de ruptura de la SmO<sub>2</sub> y del LT<sub>2</sub>. Cuando la potencia se relativizó como porcentaje respecto a la PAM, el *bias* entre métodos fue de  $0,91 \pm 4,93\%$ . En el caso de la FC y de la FC relativa a la FC<sub>MAX</sub>, el *bias* fue de  $0,63 \pm 3,25$  ppm y  $0,32 \pm 1,69\%$ , respectivamente. Dichos análisis no mostraron diferencias significativas en ninguna de las variables ( $p > 0,05$  en todos los casos). No obstante, se puede observar que las rectas de regresión calculadas para las diferencias denotaron un sesgo sistemático proporcional, pero no constante, con una tendencia positiva de las diferencias a medida que aumentaba la magnitud de la variable (Figura 16).

Los valores relativos a la fiabilidad y reproducibilidad de ambos métodos, evaluadas mediante el CCI, el CV, el SEM, el SEE y el SEP, se pueden observar en la (Tabla 12). A partir de los valores del CCI, la reproducibilidad de los métodos se puede catalogar como excelente, salvo en el caso de la potencia como porcentaje de la PAM, que se calificaría como muy buena [289].



**Figura 16.** Gráficos de Bland-Altman para las diferentes intensidades asociadas a la determinación mediante el punto de ruptura de la saturación muscular de oxígeno ( $SmO_2$ ) y al segundo umbral de lactato ( $LT_2$ ). A, potencia; B, frecuencia cardiaca (FC); C, potencia expresada como porcentaje de la potencia aeróbica máxima (PAM); y D, FC relativizada respecto a la frecuencia cardiaca máxima ( $FC_{MAX}$ ). En cada gráfico, la línea horizontal continua indica el error de la diferencia media (*bias*) entre ambos métodos, las líneas discontinuas horizontales corresponden a los límites superior e inferior del acuerdo (precisión), la línea en rojo oscuro es la línea de regresión de los datos y el espacio sombreado en gris representa su intervalo de confianza (IC) al 95%.

**Tabla 12.** Fiabilidad de la determinación, mediante el punto de ruptura de la  $SmO_2$  y el  $LT_2$ , de la intensidad medida como potencia, potencia relativa a la PAM, FC y  $\%FC_{MAX}$ .

	CCI	IC al 95% para el CCI		% CV	SEm	SEE	SEP
		Inferior	Superior				
<b>Potencia (W/kg)</b>	0,91	0,87	0,93	3,04	0,19	0,26	0,38
<b>Potencia (%PAM)</b>	0,74	0,64	0,82	3,25	3,49	4,27	6,53
<b>FC (ppm)</b>	0,95	0,93	0,97	0,93	2,30	3,17	4,54
<b>FC (%<math>FC_{MAX}</math>)</b>	0,99	0,99	0,99	0,93	1,18	1,67	2,36

$SmO_2$ , saturación muscular de oxígeno;  $LT_2$ , segundo umbral de lactato; PAM, potencia aeróbica máxima; FC, frecuencia cardíaca;  $FC_{MAX}$ , frecuencia cardíaca máxima; CCI, coeficiente de correlación intraclase; IC, intervalo de confianza; CV, coeficiente de variación; SEm, error estándar de medición; SEE, error estándar de la estimación; SEP, error estándar de predicción.

## 4. Discusión

Con este estudio se pretendía comprobar si tanto la potencia como la FC asociadas al punto de ruptura de la  $SmO_2$ , detectado mediante un dispositivo portátil NIRS –Humon Hex– durante una GXT, pueden utilizarse para predecir la intensidad del  $LT_2$  en ciclistas profesionales masculinos y femeninas. Para ello, se evaluaron las correlaciones y los acuerdos entre las medidas de  $La^-$  y las obtenidas del dispositivo NIRS. Hasta donde conocemos, este es el primer estudio que ha usado una muestra amplia de ciclistas profesionales –hombres y mujeres– utilizando Humon Hex para estimar la intensidad del  $LT_2$ .

El principal hallazgo fue que no se produjeron diferencias ni para la potencia ni para la FC asociadas al  $LT_2$  y al punto de ruptura de la  $SmO_2$  (Tabla 11), existiendo una correlación fuerte o muy fuerte entre ambos métodos (Figura 15) [319]. Tampoco se produjeron diferencias entre ambos métodos cuando los valores de intensidad se relativizaron expresados como %PAM o % $FC_{MAX}$ , así como tampoco las hubo en ninguna de las variables estudiadas al diferenciar entre hombres y mujeres (Tabla 11). Además, los gráficos Bland-Altman se utilizaron para confirmar un nivel de acuerdo aceptable entre ambos métodos (Figura 16). En definitiva, la intensidad del ejercicio –absoluta o relativa respecto a los valores máximos– determinada mediante oxigenación muscular o  $La^-$  fue similar, por lo que la  $SmO_2$  en el recto femoral puede ser un método no invasivo y de bajo coste para estimar con precisión la intensidad del  $LT_2$  durante una GXT en bicicleta.

Nuestros resultados son acordes a los obtenidos en estudios previos en los que tampoco se hallaron diferencias entre la intensidad asociada al punto de ruptura obtenido mediante NIRS y la del  $LT_2$  en pruebas incrementales en bicicleta

realizadas por personas sanas [16], personas sanas y sedentarias [297] o montañeros bien entrenados [311]. En ninguno de los tres estudios se evaluaron a mujeres. En otros dos estudios tampoco se produjeron diferencias entre la intensidad del pedaleo correspondiente al punto de ruptura de la  $\text{SmO}_2$  y a la del  $\text{LT}_2$ , aunque los autores afirmaron que la correlación fue pobre y la potencia demasiado baja [305,320]:

- En uno de ellos, el estudio se segmentó entre 23 corredores –realizaron una prueba de carrera– y 21 ciclistas –hicieron la prueba en cicloergómetro– [305]. Los ciclistas –11 hombres y 10 mujeres– tenían un  $\text{VO}_{2\text{MAX}}$  de 47,1 ml/kg/min y una PAM de 261,2 W. Estos valores son claramente inferiores a lo que se consideraría como un ciclista entrenado [3], lo que sugiere que los ciclistas no eran de un nivel elevado. En cuanto a los resultados del estudio, el punto de ruptura de la  $\text{SmO}_2$  se localizó en 18 de los 21 ciclistas, a una potencia de  $152 \pm 30$  W, mientras que la intensidad del  $\text{LT}_2$  fue de  $175 \pm 51$  W. Aunque no hubiera diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos, una discrepancia de 23 W en la determinación del  $\text{LT}_2$  no debería ser admisible en un contexto práctico real, más si cabe al trabajar con ciclistas profesionales. Los entrenadores utilizan este valor para planificar el entrenamiento y controlar la carga de trabajo, por lo que esta divergencia puede conllevar que no se realicen los entrenamientos a la intensidad deseada. No obstante, el criterio que siguieron los autores para determinar el punto de ruptura de la  $\text{SmO}_2$  fue que se produjera un cambio en la linealidad  $\geq 2$  errores estándar al trazar la  $\text{SmO}_2$  respecto a la potencia. Por ello, no podemos conocer si los valores hubieran sido los mismos de haber aplicado el criterio utilizado en nuestro estudio.

- En el otro estudio, la muestra estuvo formada por 31 ciclistas y triatletas hombres con un  $VO_{2MAX}$  de 62,5 ml/kg/min [320]. Aunque se trata de un valor más elevado que en el caso anterior, sigue estando alejado de lo que se consideraría como un ciclista de élite [3]. En este caso, el  $LT_2$  se decretó mediante un análisis de regresión y, en nuestra opinión, tras visionar la figura que muestra la determinación en la curva de  $La^-$ , el punto de ruptura hallado  $-2,4$  mmol/l– podría ser inferior al verdadero valor del  $LT_2$ .

Finalmente, otros autores tampoco encontraron diferencias entre los puntos de ruptura de la  $SmO_2$  y el  $La^-$  [310]. En este caso, la oxigenación muscular se midió utilizando un dispositivo NIRS no portátil y de elevado coste económico. El estudio se realizó en 12 corredores y triatletas –hombres y mujeres– que realizaron pruebas de carrera a pie y los autores afirmaron que el punto de ruptura de la  $SmO_2$  puede predecir la intensidad del  $LT_2$  igual que el  $La^-$ .

En los casos descritos anteriormente puede existir una limitación, que ya se ha remarcado en una revisión sistemática que analizaba los estudios sobre la oximetría muscular en Ciencias del Deporte: el reducido tamaño de las muestras estudiadas [271]. De hecho, incluso algunos de los autores de estos estudios indicaban esta limitación en sus artículos, afirmando que sería necesario utilizar muestras más grandes en el futuro para confirmar los resultados.

Además de los estudios reflejados anteriormente, tenemos constancia de otros dos estudios previos que han evaluado el uso de Humon Hex, uno de ellos para estimar la intensidad del  $LT_2$  en ciclistas [283] y el otro para determinar la intensidad del  $VT_2$  en corredores [307]. En ambos, los resultados son acordes con nuestros hallazgos y los autores afirmaron que Humon Hex puede ser una buena herramienta para predecir la intensidad del  $LT_2$  o el  $VT_2$ , respectivamente.

- En el primer caso, 17 deportistas –14 hombres y 3 mujeres– realizaron una GXT en cicloergómetro [283]. Lo primero a destacar es que, aunque se define a los participantes como deportistas, no se especifica su nivel, limitándose solamente a describir que entrenaban tres veces por semana en actividades como ciclismo, carrera a pie, natación o remo. De hecho, las tres mujeres fueron excluidas al no poder determinar su  $LT_2$ , afirmando los autores que se debió a que los escalones de 30 W fueron demasiado grandes para ellas. Ello nos sugiere que, al menos, las mujeres no eran ciclistas o su nivel no era muy alto. Por lo tanto, la muestra final fue de 14 hombres. En este caso, el punto de ruptura de la  $SmO_2$  se estableció utilizando un algoritmo propio de Humon Hex, mientras que el  $LT_2$  se fijó en 4 mmol/l para todos los participantes. Aunque tradicionalmente ha sido habitual el uso de este valor de 4 mmol/l, se sabe que existe una amplia variabilidad en el rango para el  $LT_2$ , habiéndose obtenido valores que oscilaban entre 1,9 y 7,5 mmol/l [296,321]. De hecho, en nuestro caso, el  $LT_2$  fluctuó entre 2,7 y 7,3 mmol/l, acorde a los hallazgos previos. Por ello, si hubiéramos fijado el umbral en 4 mmol/l sin evaluar individualmente, en muchos casos, el valor establecido hubiera sido erróneo. Consecuentemente, creemos que el hecho de situar el  $LT_2$  en 4 mmol/l para todos los participantes en el estudio previo pudo conducir a errores en algunos supuestos [283]. Además, incluso los propios autores reconocen que existen diferentes técnicas para identificar el umbral y que esto podría dar lugar a otros valores. De hecho, la determinación del punto de ruptura de la  $SmO_2$  sí que se individualizó debido a la variabilidad existente entre participantes, afirmando los autores que no se podía fijar un valor para todos ellos. En este caso, nuestros resultados son acordes a lo reflejado por estos autores, pues el rango para el punto de ruptura de la  $SmO_2$  osciló entre 41,1 y 73,8%.

Además de todo lo anterior, los autores afirmaron que Humon Hex mostró una buena precisión para predecir la intensidad del  $LT_2$ . Sin embargo, en ningún momento se reflejó la significación estadística, así como tampoco se indicó ningún tipo de correlación o nivel de acuerdo entre métodos. Los autores únicamente mostraron una tabla con las diferencias individuales entre los dos métodos y solamente en 4 de los 14 deportistas coincidió la intensidad en ambos umbrales. Para el resto de participantes, en ocho se fijó el punto de ruptura de la  $SmO_2$  30 W por encima del  $LT_2$  y en dos 30 W por debajo.

- El segundo estudio evaluó el uso del dispositivo Humon Hex en 10 corredores –5 hombres y 5 mujeres– con un  $VO_{2MAX}$  de 66,4 ml/kg/min [307]. Se afirmó que la intensidad asociada al punto de ruptura detectada por Humon Hex fue similar a la del  $VT_2$ .

En ambos estudios, y como viene siendo recurrente, el reducido tamaño de las muestras pudo suponer una limitación, tal y como los propios autores reconocen.

Adentrándonos en conceptos fisiológicos, aunque  $VT_2$  y  $LT_2$  son hitos de diferente naturaleza, tienen un nexo común. El  $VT_2$  es el punto inicial de la compensación respiratoria en respuesta a la acidosis inducida por el ejercicio [295], por lo que se podría decir que la intensidad a la que se da está relacionada con la del  $LT_2$  [322]. El  $LT_2$ , así como otras variables fisiológicas como  $VT_2$ , RCP, MLSS, CP o velocidad crítica, son umbrales que se manifiestan a partir del mismo fenómeno metabólico: superar una intensidad que impida mantener un estado estable [16]. Aunque existe cierta controversia sobre si estos términos se dan o no a una misma intensidad, lo cierto, bajo nuestro punto de vista, es que las diferentes nomenclaturas dependen, en parte, del método utilizado para la identificación. De

hecho, en todos los casos se quiere representar el límite entre el dominio pesado –intensidad que, de no superarse, permite mantener estables tanto  $La^-$  como  $VO_2-$  y el dominio severo [15,17]. Por ello, bajo condiciones de laboratorio, es común indicar la detección del  $LT_2$  por medio del análisis de intercambio de gases [273], ya que en muchas ocasiones se utilizan indistintamente los términos  $LT_2$  y  $VT_2$ . Utilizar el intercambio de gases tiene ciertas ventajas e inconvenientes respecto al  $La^-$ . Por un lado, resulta positivo que no sea un método invasivo, así como la alta frecuencia de muestreo [17]. Sin embargo, requiere de equipos de laboratorio muy caros [21].

En el caso de la  $SmO_2$ , durante un ejercicio incremental es habitual que en su cinética aparezca un cambio de tendencia, denominado punto de ruptura, al superar cierta intensidad. Este punto de ruptura se ve reflejado en el inicio de un rápido y progresivo declive, hasta alcanzar la máxima desaturación al aproximarse o llegar al  $VO_{2MAX}$  [317]. Al abandonar el estado estable y pasar al dominio severo, el balance entre el aporte y las demandas de  $O_2$  provoca un descenso en la disponibilidad de  $O_2$  en músculo [21]. De hecho, el  $VT_2$  se ha asociado con una rápida desaturación en la  $SmO_2$  [317]. Igualmente, debido a las demandas metabólicas, el paso al dominio severo comporta un aumento en la obtención de energía no oxidativa, lo que favorece un incremento en la producción de  $H^+$ , de  $La^-$  y de  $CO_2$ , aumentando la frecuencia respiratoria [22]. Todo ello provoca que la producción de  $La^-$  sea superior a su reutilización, por lo que empieza a acumularse en sangre [296]. Consecuentemente, parece que el punto de ruptura de la  $SmO_2$  está estrechamente relacionado con otros umbrales como el  $LT_2$  o el  $VT_2$ , por lo que el uso de la tecnología NIRS puede ayudar a identificar estos umbrales [294].

Además de todo lo indicado, la monitorización de la  $SmO_2$  también podría ser interesante durante el entrenamiento de los deportistas, tanto para ajustar la intensidad en tiempo real como para cuantificar la carga de trabajo. En ciclismo, la intensidad se suele medir a partir de los datos de potencia o de FC [323]:

- En el caso de la potencia, es una magnitud de carga externa que no representa lo que está ocurriendo fisiológicamente en el organismo.
- La FC se puede ver afectada por numerosas variables como la temperatura o deshidratación, entre otras, provocando deriva cardiovascular [324].

Por el contrario, la respuesta de la oxigenación muscular ha demostrado su asociación con la misma tasa metabólica de forma sistemática [308] y proporciona información específica sobre los músculos activos [307].

Se ha de enfatizar la importancia que tiene, en deportistas de élite, la estimación precisa de la intensidad a la que se supera el estado estable. Un fallo en su determinación puede conducir a errores en la intensidad de entrenamiento y en la cuantificación de las cargas de trabajo. Por esta razón, aunque nuestros hallazgos han mostrado un buen acuerdo entre el uso de Humon Hex y  $La^-$ , no podemos ignorar que la diferencia entre métodos fue de 50 W –casi 1 W/kg– en dos mujeres. Esta diferencia es totalmente inaceptable, más si cabe con deportistas de élite. En cualquier caso, con los datos disponibles, no podemos discernir si hubo errores en la medida del dispositivo NIRS, en la muestra de  $La^-$ , o en ambos. Por ello, hubiera sido interesante realizar una prueba adicional, al menos en estos casos. También hubiera sido interesante medir el intercambio de gases para detectar el  $VT_2$  y comparar su intensidad asociada con la de los otros dos umbrales, pero debido a la pandemia del COVID-19, este tipo de pruebas no eran aconsejables.

Asimismo, también se debe reseñar que se produjo un error en el registro de la señal NIRS en 13 ciclistas, lo que supuso no disponer de estos datos. No sabemos si pudo deberse a algún tipo de interferencia o a problemas en el dispositivo Humon Hex. No obstante, un porcentaje tan elevado de mediciones erróneas supone una limitación importante para su uso. Por tanto, aunque los resultados son satisfactorios, es necesario seguir investigando en el futuro.

Finalmente, pueden existir otras limitaciones en el uso de Humon Hex –o de otros dispositivos NIRS– al utilizarlo con otro tipo de población:

- En primer lugar, el grosor del tejido adiposo donde se coloca el sensor puede alterar el espectro de absorción medido con NIRS, lo que podría afectar en gran medida a los datos de  $\text{SmO}_2$  [286,303]. En nuestro estudio, aunque no se midió el grosor del tejido adiposo en el recto femoral, que es donde se ubicó el sensor –el porcentaje de grasa corporal se estimó utilizando bioimpedancia–, los participantes eran ciclistas de élite y todos ellos tenían una cantidad muy baja de grasa corporal en sus piernas. Por lo tanto, sería necesario controlar este parámetro con otra muestra menos homogénea.
- De acuerdo con los autores que había evaluado previamente el sensor Humon Hex [307], un inconveniente de este dispositivo respecto a medir  $\text{La}^-$  o monitorizar el intercambio de gases es la imposibilidad de detectar el primer umbral – $\text{LT}_1$  o  $\text{VT}_1$ –.

## 5. Conclusiones

Este estudio ha mostrado la validez del dispositivo Humon Hex para estimar la intensidad del  $LT_2$  durante una GXT en ciclistas profesionales –tanto en hombres como en mujeres–. Se ha reportado una alta correlación y un nivel de acuerdo aceptable entre métodos. El uso de este dispositivo NIRS, portátil, no invasivo y relativamente económico, puede ser una alternativa interesante para los entrenadores en comparación con otros métodos más caros o invasivos, como el intercambio de gases o el  $La^-$ . No obstante, las divergencias entre métodos en algunos casos individuales no deberían ser aceptables, especialmente si se trabaja con deportistas profesionales. Se debería seguir investigando, para valorar a qué se pudieron deber estas diferencias.

## 6. Aplicaciones prácticas

En ciclistas profesionales, es habitual que el entrenador y sus deportistas residan en países diferentes, separados miles de km en algunos casos. Ello implica que algunas de las pruebas de rendimiento, como las GXT midiendo  $La^-$ , se limitan a ciertos momentos de la temporada, como las concentraciones de equipo, en las que están presentes los entrenadores y deportistas. Poseer un dispositivo NIRS podría permitir la realización de este tipo de pruebas sin la presencia del entrenador: el ciclista podría realizar individualmente la GXT y el entrenador analizar posteriormente la cinética de la  $SmO_2$  a partir del archivo de datos. Con el  $La^-$  esto no sería posible, puesto que el entrenador ha de estar presente para extraer las muestras de sangre capilar. Ello podría suponer una gran ventaja para este tipo de deportistas.





## Estudio 3.

Impacto de las apneas en una prueba de tiempo límite a potencia aeróbica máxima



## 1. Introducción

La máxima intensidad que se puede sostener durante el ejercicio depende de la duración del mismo y esta combinación de duración e intensidad determinará la contribución de energía aeróbica y anaeróbica al metabolismo [4]. En esfuerzos de 1 min –como en la prueba de 1 km CRI masculina de ciclismo en pista–, la contribución oxidativa al metabolismo energético supone, aproximadamente, un 50% del total [3], mientras que en esfuerzos de 75 s, el aporte aeróbico ya supera al anaeróbico [325]. Cuando la intensidad se aproxima al  $VO_{2MAX}$ , como en las pruebas de persecución en pista –WR masculino individual en 3 min 56,636 s–, la contribución aeróbica alcanza, aproximadamente, el 85% del total [3]. Por ello, la disponibilidad de  $O_2$  es un factor limitante en los deportes de resistencia [6] y uno de los objetivos para mejorar el rendimiento puede ser incrementar la capacidad de absorción de  $O_2$  para la producción de energía oxidativa.

En el caso de los deportistas de élite que compiten en disciplinas de resistencia de media duración –entre 2 y 10 min–, como el caso de las pruebas de persecución de ciclismo en pista o un prólogo en ciclismo de carretera, una mínima fracción de tiempo puede marcar la diferencia entre ganar o no ganar una carrera, obtener una medalla o superar un récord. Por ejemplo, en la final de la prueba de persecución por equipos masculina los Juegos Olímpicos de Tokio 2020, pese a que Dinamarca mejoró su propio WR, Italia se proclamó campeona olímpica por solamente 0,166 s, con un tiempo de 3 min 42,032 s. Al mismo tiempo, los primeros minutos también pueden ser claves en pruebas de mayor duración en las que se necesita una salida rápida para obtener una buena posición. Este sería el caso de las pruebas de XCO y de CX, en las que quedarse rezagado en los primeros instantes puede suponer un lastre para el resto de la carrera. Dado que estos

deportistas ya se encuentran a un nivel muy elevado, tratan de conseguir pequeñas mejoras –denominadas “ganancias marginales”– con el objetivo de superar sus marcas. En ciclismo, el punto de mira para esos avances se ha situado en diferentes campos, como el material, la aerodinámica, la nutrición o el entrenamiento.

Se ha sugerido que la apnea puede ser una técnica para aumentar el aporte de O<sub>2</sub> a los tejidos, lo que podría mejorar el rendimiento en deportes de resistencia [191]. Diferentes eventos fisiológicos se originan rápidamente al contener la respiración [217], destacando la respuesta de buceo y la contracción del bazo [211]:

- La respuesta de buceo se caracteriza por una bradicardia, reducción del gasto cardiaco y vasoconstricción periférica [217], con el objetivo de preservar los depósitos de O<sub>2</sub> [172].
- En cuanto al bazo humano, aproximadamente contiene 200-250 ml de sangre almacenada en su interior con un alto contenido de eritrocitos –el 10% del total de glóbulos rojos del organismo– [243]. Al contraerse, parte de esta sangre es expulsada al sistema circulatorio. Una única apnea máxima, realizada de forma estática, es capaz de inducir una fuerte contracción esplénica [252]. Sin embargo, se ha indicado que se precisa la realización repetida de 3-4 apneas, con un margen de dos minutos entre cada una, para maximizar la contracción del bazo [191,194,211]. Dicha contracción conlleva un aumento temporal de la cantidad de glóbulos rojos, así como un incremento de entre un 2% y un 5% de la [Hb] [250,252], retornando a sus valores previos pasados entre ocho y diez minutos [211]. Esto aumenta el almacenamiento de gas circulante, mejorando la capacidad de transportar O<sub>2</sub> [251] y amortiguar el CO<sub>2</sub> [248].

El incremento de la [Hb] para mejorar el rendimiento aeróbico puede lograrse con técnicas como las transfusiones de sangre autóloga o la administración exógena de EPO recombinante [168,326–329], pero ambos métodos están prohibidos por la AMA [170]. Por lo tanto, la apnea podría ser una técnica alternativa y legal para mejorar el rendimiento en competiciones de duración inferior a 8-10 minutos.

Hasta donde conocemos, solamente cuatro estudios han evaluado el rendimiento deportivo tras realizar apneas en reposo. Tres de ellos no hallaron mejoras durante una prueba de natación de 400 m [193], en una CRI de 3 km en ciclismo [121] y en otra prueba CRI en bicicleta, en este caso sobre 4 km [194]. Sin embargo, sí que se observó una mejora en una prueba  $T_{LIM}$  en bicicleta a una intensidad del 150% de la PAM [192]. No tenemos constancia de ninguna investigación que se haya centrado en comprobar los efectos sobre el rendimiento de la realización de apneas dinámicas durante el calentamiento, pese a que también causan aumentos de [Hb] [121]. Sin embargo, la aplicación práctica en un contexto real de combinar apneas dinámicas y calentamiento podría ser interesante. Por todo ello, el objetivo de este estudio fue evaluar los efectos en el rendimiento de una prueba  $T_{LIM}$  a PAM de realizar apneas repetidas durante el calentamiento previo, siendo la muestra objeto de estudio ciclistas profesionales. Nuestra hipótesis fue que la realización de apneas mejoraría el metabolismo aeróbico, por lo que se esperaba que el tiempo que se pudiera mantener la PAM antes de la extenuación aumentara.

## 2. Metodología

### 2.1. Participantes

En el estudio participaron voluntariamente 90 ciclistas españoles –32 hombres y 58 mujeres– de clase mundial o nivel élite/internacional [262], incluyendo medallistas en Juegos Olímpicos y Campeonatos del Mundo y Europeos (Tabla 13). Todos competían en pruebas de carretera, MTB, pista –eventos fondo o medio fondo– o CX, aunque algunos simultaneaban dos modalidades. Ninguno tenía experiencia previa en realizar apneas.

**Tabla 13.** Número, categoría y características de los ciclistas del estudio 3.

	<b>Todos</b>	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>
<b>N</b>	90	32	58
<b>Modalidad</b>			
<b>Carretera</b>	33	0	33
<b>MTB</b>	25	13	12
<b>Pista</b>	18	11	7
<b>CX</b>	19	9	10
<b>Edad (años)</b>	21,5 ± 5,7	21,7 ± 6,2	21,4 ± 5,5
<b>Estatura (cm)</b>	169,4 ± 8,6	177,5 ± 6,3	164,9 ± 6,0
<b>Masa corporal (kg)</b>	60,7 ± 7,7	67,6 ± 4,8	56,8 ± 6,2
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	21,1 ± 1,6	21,5 ± 1,5	20,9 ± 1,6
<b>Grasa corporal (%)</b>	15,8 ± 5,6	10,0 ± 2,3	19,1 ± 4,3
<b>UPF (W/kg)</b>	4,6 ± 0,6	5,1 ± 0,4	4,3 ± 0,6
<b>PAM (W/kg)</b>	5,7 ± 0,6	6,3 ± 0,4	5,4 ± 0,5
<b>VO<sub>2</sub>MAX (ml/kg/min)</b>	69,9 ± 6,9	76,3 ± 4,0	66,4 ± 5,6

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

MTB, bicicleta de montaña; CX, *ciclo-cross*; IMC, índice de masa corporal; UPF, umbral de potencia funcional; PAM, potencia aeróbica máxima; VO<sub>2</sub>MAX, consumo máximo de oxígeno.

## 2.2. Diseño del estudio

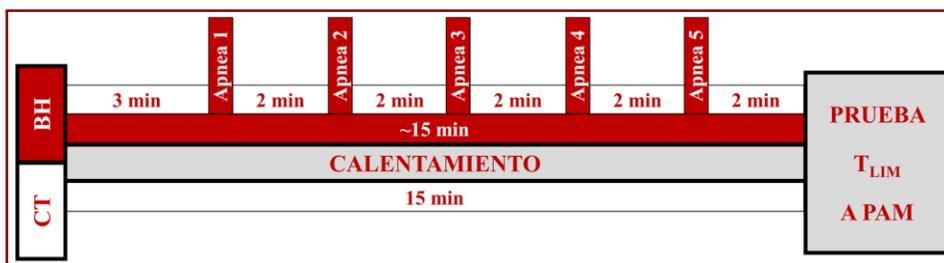
Tras completar una GXT, los ciclistas realizaron dos sesiones de evaluación, apnea (BH) y respiración normal o condición control (CT). Se requirió a los participantes que se abstuvieran de ingerir cafeína u otros estimulantes durante las ocho horas previas a cada sesión de evaluación. Las sesiones se planificaron en orden contrabalanceado y con una diferencia de 48 h entre cada una. Ambas sesiones se diferenciaban, únicamente, en la realización –o no– de cinco apneas durante el calentamiento previo a una prueba  $T_{LIM}$ . No se requirió de una familiarización previa con la GXT ni con la prueba  $T_{LIM}$  debido a que los ciclistas tenían experiencia previa en su realización. En todas las pruebas, cada ciclista utilizó su propia bicicleta acoplada a un rodillo (Hammer H3, Saris, Madison, Wisconsin, Estados Unidos) [313] (Figura 9, [ver estudio 2, página 151](#)).

El estudio se realizó acorde con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética en investigación humana de la Universidad de Granada (1608/CEIH/2020). Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes antes de iniciar el estudio.

### 2.2.1. Prueba incremental escalonada hasta el agotamiento

La GXT se diseñó con el objetivo de determinar la PAM de cada ciclista. Tras un calentamiento de 5 min, individualizado a una potencia del 15-20% del UPF reportado por cada ciclista (Tabla 10, [ver estudio 2, página 150](#)), la intensidad aumentó, de forma escalonada, 25 W cada minuto. La prueba finalizaba cuando el ciclista decidía para por voluntad propia o no era capaz de mantener la potencia objetivo.

## 2.2.2. Pruebas de tiempo límite



**Figura 17.** Representación esquemática del protocolo seguido durante las dos sesiones experimentales del estudio 3. La condición apnea (BH) se representa en la parte superior, con sombreado rojo, y la condición respiración normal (CT) se representa en la parte inferior, con sombreado blanco. En sombreado gris se indica la estructura común de ambas sesiones en las que se evaluó el tiempo hasta el agotamiento ( $T_{LIM}$ ) a potencia aeróbica máxima (PAM).

Ambas sesiones de evaluación se realizaron a la misma hora del día y en un ambiente controlado (Temperatura: BH, 19,6°C; CT, 19,5°C;  $p = 0,601$ . Humedad: BH, 45,6%; CT, 44,9%,  $p = 0,510$ ). Tras realizar un calentamiento a la misma potencia que la utilizada durante los 5 min iniciales de la GXT, los ciclistas efectuaron una prueba  $T_{LIM}$  a intensidad de PAM. La duración del calentamiento fue de 15 min en la sesión CT, mientras que en la sesión BH variaba en función de la duración de las apneas. No obstante, se ajustó para que tuviera una duración lo más aproximada posible a 15 min. Para ello, la primera apnea se iniciaba en el minuto tres, entre el final de cada contención de la respiración y el inicio de la siguiente había 2 min de lapso, y la prueba  $T_{LIM}$  comenzaba exactamente 2 min después de finalizar la última apnea (Figura 17). Los ciclistas no dejaron de pedalear a la intensidad establecida en ningún momento a lo largo del calentamiento, realizando todas las apneas de forma dinámica. La prueba  $T_{LIM}$  concluía cuando el ciclista se detenía voluntariamente, al no ser capaz de seguir pedaleando a la intensidad fijada.

Con este protocolo se pretendía obtener la mayor respuesta fisiológica posible que pudiera maximizar el rendimiento, así como que su aplicación práctica en un contexto real fuera factible. Por ello, aunque una única apnea máxima es suficiente para inducir contracción esplénica, la reducción del bazo se maximiza tras una serie de apneas repetidas [252]. Asimismo, se ha constatado que 2 min de recuperación entre apneas es el tiempo necesario para maximizar la contracción del bazo, normalizando los niveles de  $O_2$  y  $CO_2$  [211], lo que permite una recuperación completa de las respuestas ventilatorias y cardiovasculares [216].

Cada apnea iba precedida de un aviso con 10 s de antelación y una cuenta atrás durante los 5 s previos a su inicio. No se permitió hiperventilación previa. Se inspiraba para alcanzar la capacidad pulmonar total y, a continuación, se ponía el cronómetro en marcha cuando el propio ciclista se tapaba la nariz. Durante las apneas, los ciclistas mantuvieron la boca cerrada, sin exhalar el  $CO_2$  producido. El cronómetro se detenía cuando el ciclista no era capaz de mantener la apnea, abriendo la boca y liberando la nariz.

### 2.3. Medidas

Durante las sesiones experimentales se monitorizaron potencia, FC y, mediante tecnología NIRS,  $SmO_2$  y [Hb]. Asimismo, se controló la  $SpO_2$  durante las apneas y se midió  $La^-$  en sangre capilar en diferentes momentos a lo largo de cada sesión. Los datos de potencia, cadencia y FC, así como los de [Hb] y  $SmO_2$ , se transmitieron vía Bluetooth a un ciclo computador (Edge 1000, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos).

### 2.3.1. Tiempo de esfuerzo durante la prueba y duración de las apneas

Las duraciones de las diferentes apneas, así como el tiempo que se pedaleaba durante la prueba  $T_{LIM}$ , se midieron manualmente utilizando un ciclocomputador (Edge 1000, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos). Todos los tiempos se redondearon al segundo más próximo.

### 2.3.2. Intensidad: potencia y frecuencia cardiaca

Los valores de potencia los proporcionaba el propio rodillo al que estaba acoplada la bicicleta (Hammer H3, Saris, Madison, Wisconsin, Estados Unidos) [313] (Figura 13, [ver estudio 2, página 153](#)). Para regular la intensidad se utilizó un software específico (ROUVY, VirtualTrainig s.r.o, Vimperk, República Checa), conectado vía Bluetooth al rodillo. De esta forma, en función de la potencia prefijada en el software y la cadencia a la que pedaleaba el ciclista, el propio rodillo ajustaba la resistencia que ofrecía. En la primera de las dos sesiones, el desarrollo utilizado por cada ciclista fue libre –escogieron el plato y corona con el que se sintieron más cómodos–. Se anotó este desarrollo para replicarlo en la segunda sesión. En caso de utilizar otro desarrollo, pese a que los vatios hubieran sido los mismos, se podrían haber producido alteraciones en la mecánica de pedaleo o en la resistencia mecánica de la propia bicicleta, lo que podría afectar a las medidas.

Se usó una banda de pecho (Polar Bluetooth H10, Oy, Finlandia) para monitorizar la FC a lo largo de todas las sesiones (Figura 12, [ver estudio 2, página 153](#)). Posteriormente, se registraron los valores de FC en reposo, al comienzo y al final de cada apnea, al terminar el calentamiento y al finalizar la prueba  $T_{LIM}$ .

### 2.3.3. Lactato

Se utilizó un analizador portátil (Lactate Pro 2, Arkray, Kyoto, Japón) [315] para tomar tres muestras de  $\text{La}^-$  en sangre capilar (Figura 11, ver estudio 2, página 153): una correspondiente al valor de reposo, otra al final del calentamiento y otra tras la prueba  $T_{\text{LIM}}$ .

### 2.3.4. Hemoglobina y saturación muscular de oxígeno

La oxigenación muscular se monitorizó durante toda la prueba utilizando un dispositivo NIRS (Humon Hex, Dynometrics Inc., Cambridge, Estados Unidos), siguiendo el mismo protocolo descrito en el estudio 2 (ver página 152). Posteriormente, se registraron los datos de  $\text{SmO}_2$ , [tHb],  $[\text{O}_2\text{Hb}]$  y [HHb] de reposo, al comienzo y al final de cada apnea, al terminar el calentamiento y al finalizar la prueba  $T_{\text{LIM}}$ .

### 2.3.5. Saturación periférica de oxígeno

Al llegar al laboratorio, se midió la  $\text{SpO}_2$  en reposo colocando un pulsioxímetro (Onyx Vantatge 9590, Nonin Medical Inc, Minnesota, USA) en el dedo índice de la mano derecha mientras el ciclista permanecía sentado (Figura 18). Posteriormente, antes de cada apnea, se volvía a colocar el pulsioxímetro, manteniéndolo durante la apnea y los segundos posteriores, con el fin de registrar el valor inicial y el nadir.



**Figura 18.** Imagen del pulsioxímetro Onyx Vantatge 9590 en una de las medidas realizadas durante una apnea.

### 2.3.6. Percepción subjetiva del esfuerzo y percepción subjetiva sobre el impacto de las apneas en el rendimiento

A cada ciclista se le preguntó por la RPE, utilizando la escala CR-10 de Borg [330], 5 min después de concluir la prueba  $T_{LIM}$ . Asimismo, tras finalizar la sesión BH, a la vez que la RPE, también se le preguntó a cada participante por la percepción que tenían sobre el efecto que habían producido las apneas en su rendimiento físico. Para ello, se utilizó una escala que oscilaba de -5 hasta +5, con las siguientes calificaciones: -5, “muy perjudicial, descenso grande del rendimiento”; -4, “bastante negativo”; -3, “negativo”; -2, “algo negativo”; -1, “ligeramente negativo”; 0, “nada, no ha tenido efectos positivos ni negativos”; +1, “ligeramente positivo”; +2, “algo positivo”; +3, “positivo”; +4, “bastante positivo”; +5, “muy positivo, mejora considerable del rendimiento”.

## 2.4. Análisis de datos

La potencia del último escalón completado en la GXT, asociada al  $VO_{2MAX}$ , se definió como PAM. En caso de no completar un escalón pero superar más de la mitad de la duración del mismo, se añadió la parte proporcional de potencia correspondiente a medio escalón al valor del escalón anterior [28,272] (para mayor aclaración, [ver el ejemplo descrito en el estudio 2, página 154](#)).

Todas las medidas de reposo se tomaron al llegar al laboratorio, tras permanecer 5 min sentados y relajados, y antes de montarse en la bicicleta. Los valores de reposo de las variables que se monitorizaban de forma continua –FC,  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb]– se determinaron como el promedio de los últimos 15 s de ese periodo de 5 min, mientras que la muestra de  $La^-$  se tomó al finalizar estos 5 min.

En cada apnea, el valor inicial de todas las variables – FC,  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb], [HHb] y  $SpO_2$ – fue el valor exacto que se registró en el momento en el que se contuvo la respiración. El valor final también se correspondió con el valor exacto al detener la apnea, salvo en el caso de la  $SpO_2$ . En esta variable, debido al tiempo que tarda la sangre en circular desde los pulmones al punto en el que se mide – en nuestro caso, el dedo índice de la mano derecha–, existe cierto desfase temporal [223]. Por ello, el valor más bajo, denominado nadir, aunque se corresponde con el final de la apnea, se da con unos segundos de retraso.

En el caso de las medidas correspondientes al final del calentamiento, los valores se determinaron como el promedio de los últimos 15 s previos al inicio de la prueba  $T_{LIM}$ , salvo en el caso del  $La^-$ , que se midió cuando restaban 15 s para finalizar el calentamiento.

Para concluir, los valores correspondientes al final de la prueba  $T_{LIM}$  fueron los valores exactos que se midieron al acabar el esfuerzo, salvo en el caso del  $La^-$ , cuya muestra se tomó 1 min después de finalizar el ejercicio.

## 2.5. Análisis de estadístico

Se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov con corrección de Lilliefors para comprobar la normalidad de las variables. Salvo la RPE ( $p < 0,001$ ), todas las variables se distribuyeron siguiendo la normalidad ( $p > 0,05$ ). Consecuentemente, las diferencias en la duración de la prueba  $T_{LIM}$  entre ambas condiciones se evaluaron mediante una prueba T de Student para muestras relacionadas, mientras que la RPE se analizó a través de la prueba de Wilcoxon.

Los datos de  $La^-$ , FC,  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb] se compararon empleando un ANOVA de medidas repetidas, considerando tres puntos temporales –reposo, final del calentamiento y final de la prueba T<sub>LIM</sub>– en las dos condiciones evaluadas –BH y CT–. En caso de una interacción significativa, se utilizó la prueba *post hoc* de Tukey para comprobar dónde se producían las diferencias estadísticamente significativas. La percepción subjetiva sobre el impacto de las apneas en el rendimiento físico se mostró utilizando un diagrama de frecuencias.

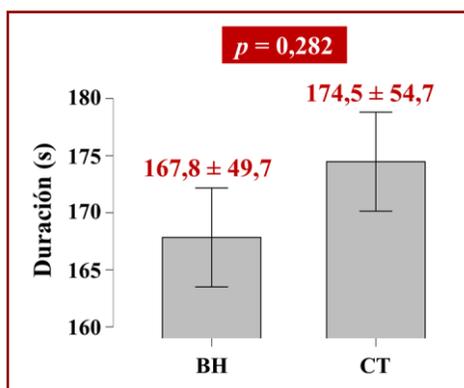
Todos los análisis estadísticos se realizaron con el software SPSS Statistics (versión 28.0, IBM Corp, Armonk, Nueva York, Estados Unidos). Los datos referentes a variables cuantitativas se presentan como media aritmética y desviación típica. El nivel de significación estadística se fijó en  $p \leq 0,05$ .

### 3. Resultados

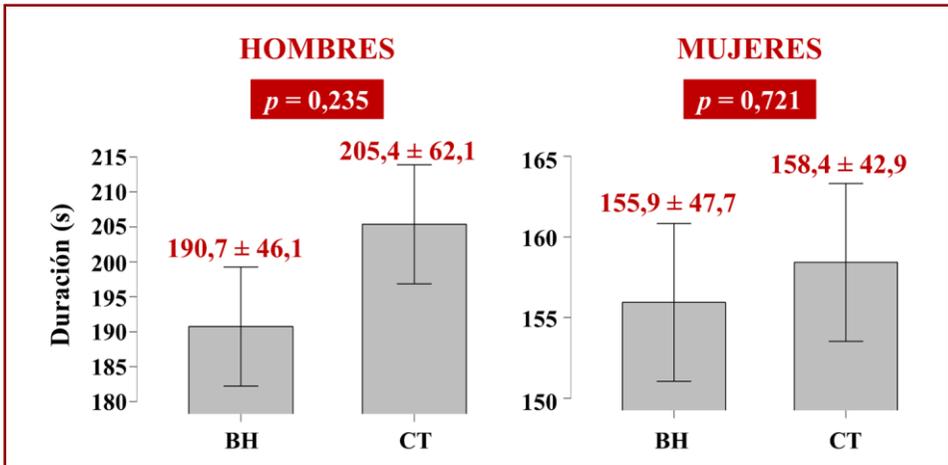
La muestra final la formaron 79 ciclistas –27 hombres y 52 mujeres–. De los 90 participantes iniciales, 9 abandonaron el estudio al no completar ambas sesiones, mientras que en otros dos ciclistas se produjeron errores metodológicos que afectaron al tiempo transcurrido entre la quinta apnea y el inicio de la prueba  $T_{LIM}$ .

#### 3.1. Rendimiento deportivo

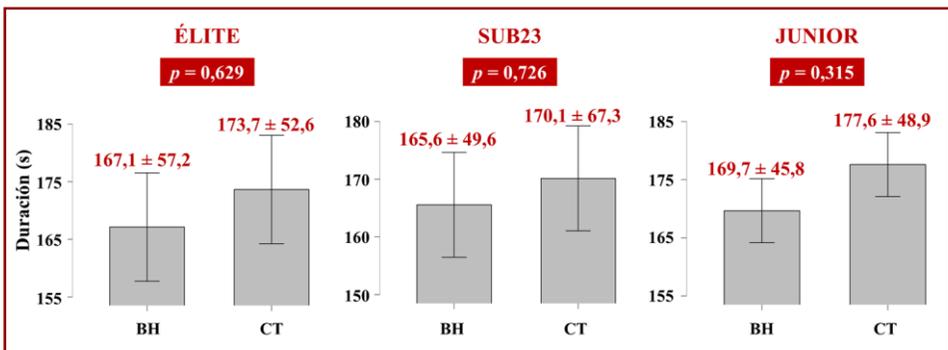
El rendimiento deportivo, medido a partir de la duración de la prueba  $T_{LIM}$ , no arrojó diferencias estadísticamente significativas entre realizar o no apneas durante el calentamiento (Figura 19). Al analizar diferenciando entre hombres y mujeres (Figura 20), por categorías (Figura 21) o por especialidades (Figura 22) tampoco se hallaron diferencias de rendimiento entre ambas condiciones en ninguno de los supuestos.



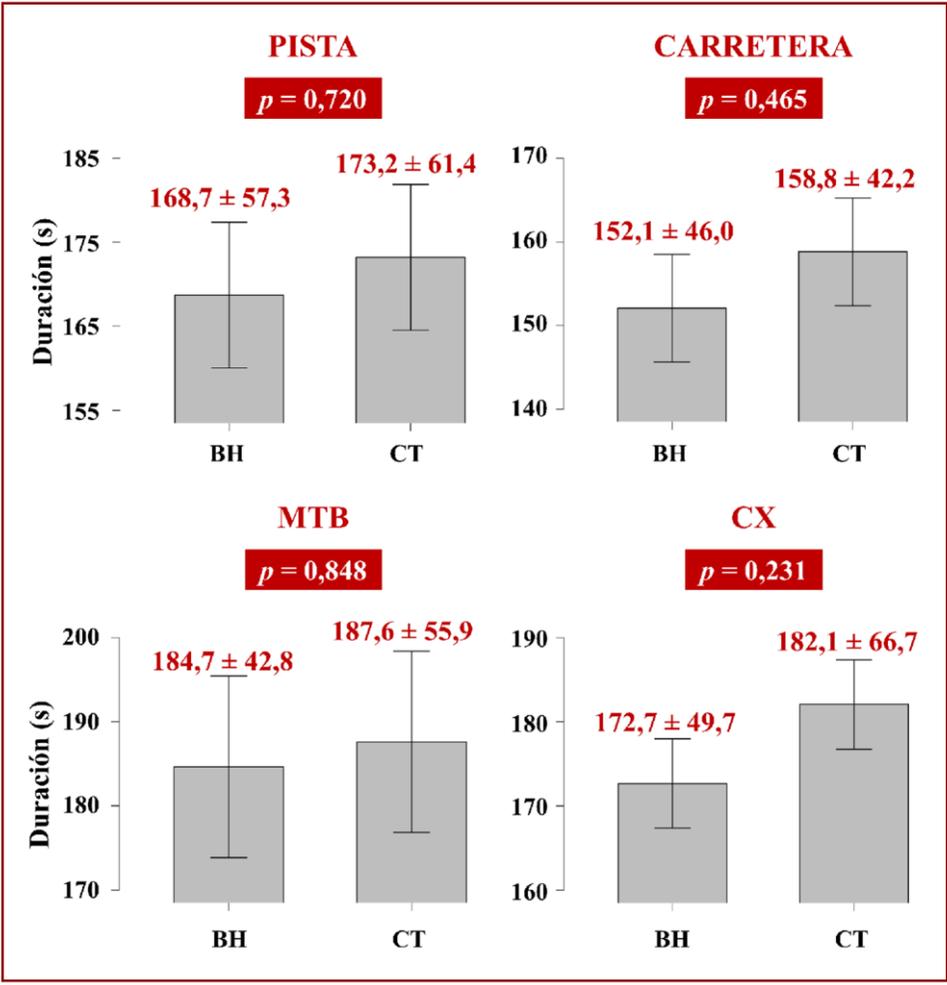
**Figura 19.** Duración de la prueba  $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea (BH) y la condición control (CT). De forma gráfica se representa promedio y error estándar y en cifras promedio y desviación típica.



**Figura 20.** Duración de la prueba  $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea (BH) y la condición control (CT), diferenciando entre hombres (izquierda) y mujeres (derecha). De forma gráfica se representa promedio y error estándar y en cifras promedio y desviación típica.



**Figura 21.** Duración de la prueba  $T_{LIM}$ , en segundos, para la condición apnea (BH) y la condición control (CT), diferenciando por categorías: élite (izquierda), sub23 (centro) y junior (derecha). De forma gráfica se representa promedio y error estándar y en cifras promedio y desviación típica.

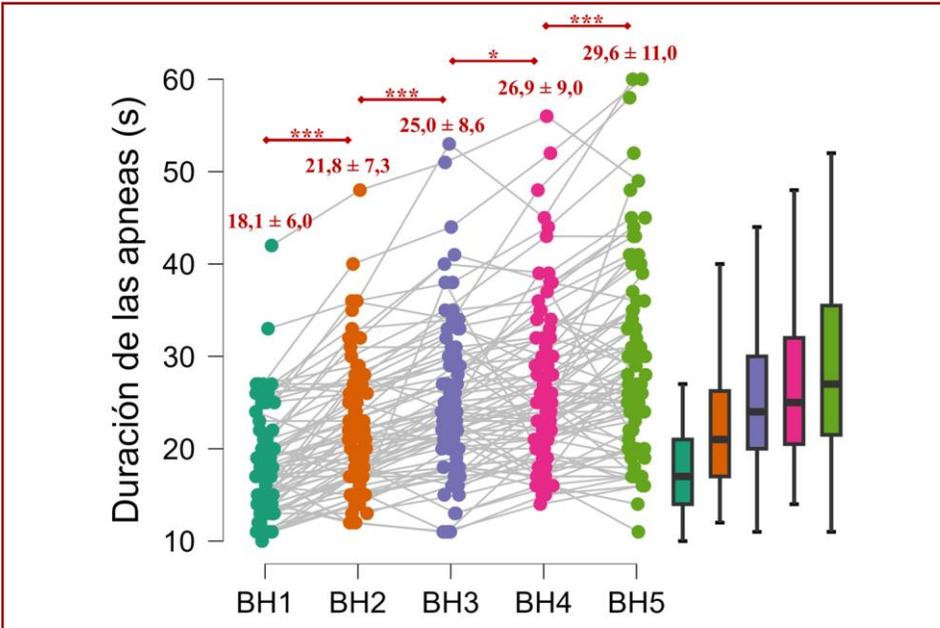


**Figura 22.** Duración de la prueba T<sub>LIM</sub>, en segundos, para la condición apnea (BH) y la condición control (CT), diferenciando por especialidades: pista (arriba a la izquierda), carretera (arriba a la derecha), bicicleta de montaña (MTB) (abajo a la izquierda) y *ciclo-cross* (CX) (abajo a la derecha). De forma gráfica se representa promedio y error estándar y en cifras promedio y desviación típica.

### 3.2. Duración de las apneas y del calentamiento

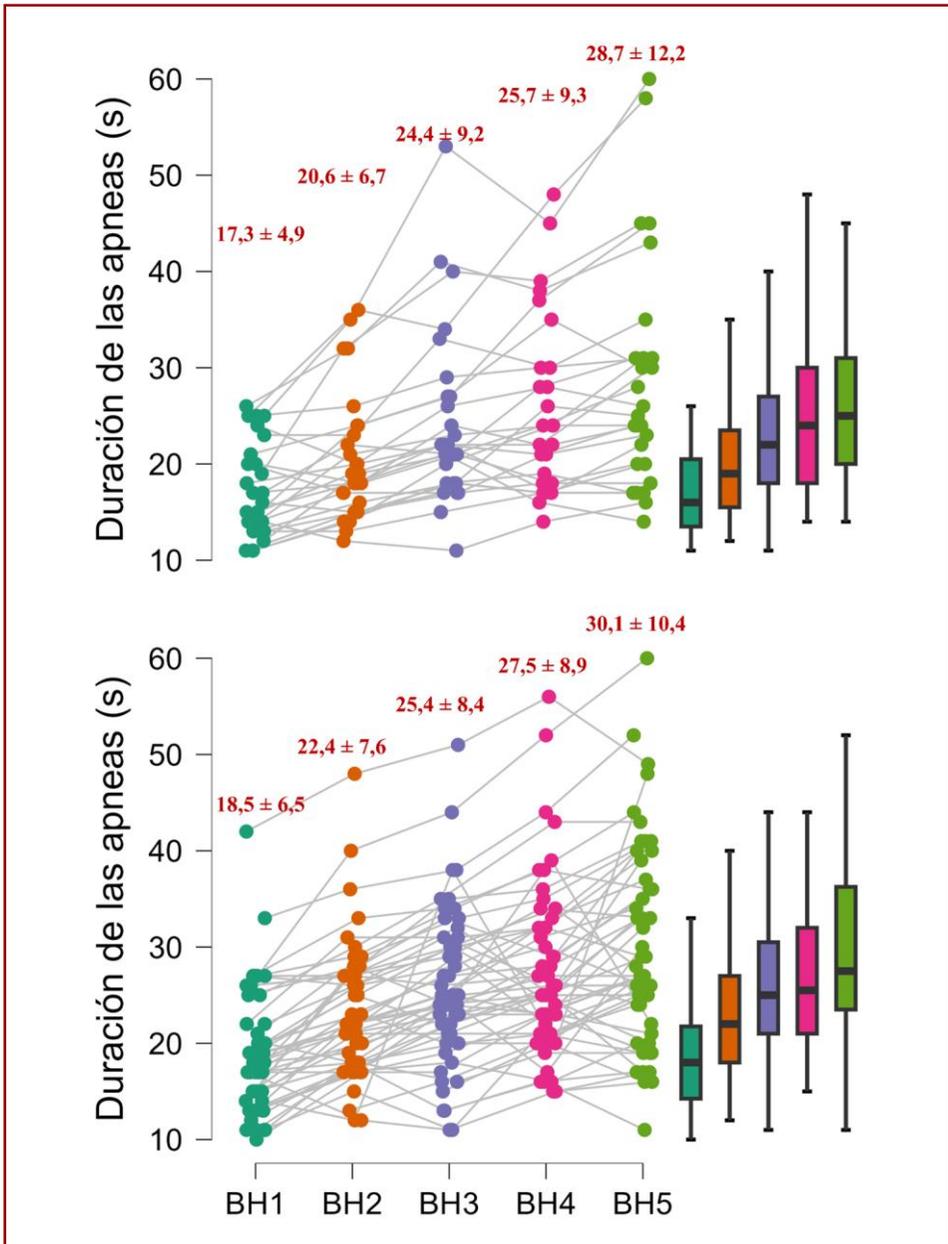
Mientras que el calentamiento duró exactamente 15 min en la condición CT en todos los casos, en la condición BH se prolongó, por término medio, un lapso de 15 min 1 s ( $\pm 39$  s). La duración del calentamiento en el ciclista que fue capaz de contener durante menos tiempo la respiración a lo largo de las cinco apneas fue de 13 min 59 s, mientras que en el ciclista que contuvo la respiración un mayor margen fue de 17 min 6 s. Analizando separadamente por sexos, no hubo diferencias estadísticamente significativas en la duración del calentamiento en la condición BH entre hombres y mujeres ( $p = 0,431$ ). En el caso de los hombres, la duración del calentamiento fue de 14 min 57 s ( $\pm 39$  s), mientras que en las mujeres fue de 15 min 4 s ( $\pm 38$  s).

Se produjeron diferencias estadísticamente significativas en la duración de las cinco apneas ( $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,522$ ) y el análisis *post hoc* mostró que cada apnea fue más larga que la anterior ( $p < 0,001$  en todos los casos, salvo entre la tercera y la cuarta apneas,  $p = 0,016$ ) (Figura 23). En comparación con la primera apnea ( $18 \pm 6$  s, rango 9-42 s), la duración de la última fue un 64% superior ( $30 \pm 11$  s, rango 11-60 s). De hecho, la primera apnea fue la más corta en el 72% de los participantes, mientras que en un 5%, las dos primeras apneas fueron de la misma duración y más cortas que el resto. En el caso de la apnea de mayor duración, fue la última en el 57% de los participantes, mientras que en un 23% fue la cuarta apnea y en un 9%, las dos últimas fueron las más largas, pero de la misma duración. Considerando el género de los participantes, no se produjeron diferencias en el tiempo que contuvieron la respiración hombres y mujeres en ninguna de las cinco apneas ( $p = 0,907$ ) (Figura 24).



**Figura 23.** Duración, en segundos, de cada una de las cinco apneas (BH1 – BH5). A la izquierda se representan todos los datos individuales y, en cifras, se indica el promedio y la desviación típica. A la derecha se muestran los diagramas de cajas y bigotes de la duración de cada una de las apneas.

Las diferencias estadísticamente significativas respecto a la apnea anterior se denotan con el símbolo\* ( $p < 0,05$ ) o \*\*\* ( $p < 0,001$ ).



**Figura 24.** Duración, en segundos, de cada una de las cinco apneas (BH1 – BH5), diferenciando entre hombres (parte superior) y mujeres (parte inferior). A la izquierda se representan todos los datos individuales y, en cifras, se indica el promedio y la desviación típica. A la derecha se muestran los diagramas de cajas y bigotes de la duración de cada una de las apneas.

### 3.3. Variables fisiológicas y percepción subjetiva del esfuerzo

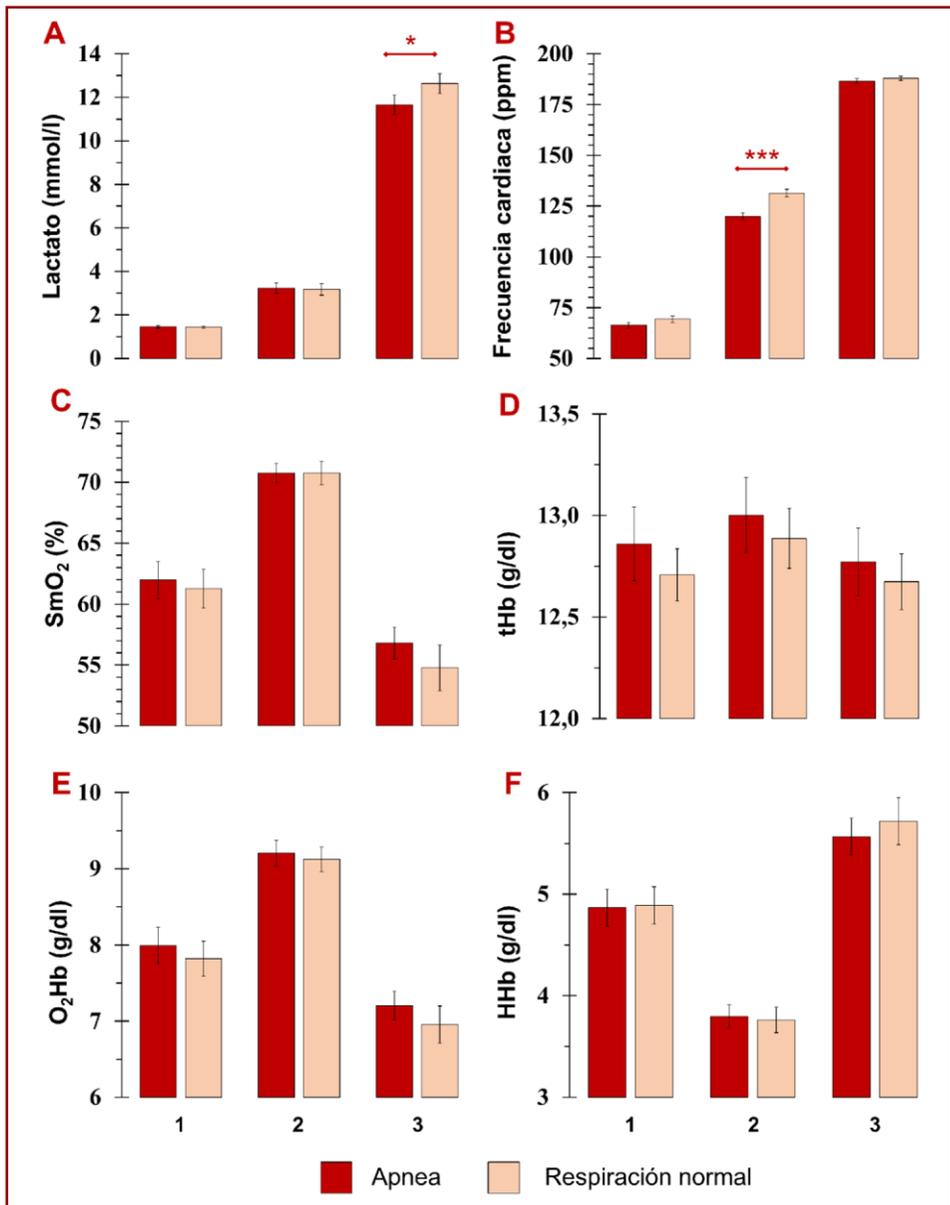
A lo largo de ambas sesiones de evaluación, solamente se produjeron interacciones significativas en las variables fisiológicas entre la condición (BH o CT) y el momento temporal para la FC y el  $\text{La}^-$ :

- FC: ( $F(1,626 ; 112,166) = 21,269; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,236$ ).
- $\text{La}^-$ : ( $F(1,838 ; 139,708) = 4,049; p = 0,022; \eta_p^2 = 0,051$ ).

El análisis *post hoc* reveló que las diferencias de FC se produjeron, exclusivamente, al final del calentamiento, con valores inferiores en la condición BH (BH =  $119 \pm 15$  ppm; CT =  $131 \pm 15$  ppm;  $p < 0,001$ ). En el caso del  $\text{La}^-$ , dichas diferencias se produjeron tras la prueba  $T_{\text{LIM}}$ , con valores más elevados en la condición CT (BH =  $11,7 \pm 3,9$  mmol/l; CT =  $12,7 \pm 4,0$  mmol/l;  $p = 0,031$ ).

En el resto de variables fisiológicas no se produjo ninguna interacción significativa entre la condición y el punto temporal (Figura 25):

- $\text{SmO}_2$ : ( $F(2 ; 104) = 1,163; p = 0,317; \eta_p^2 = 0,022$ ).
- tHb: ( $F(1,758 ; 91,440) = 0,759; p = 0,455; \eta_p^2 = 0,014$ ).
- $\text{O}_2\text{Hb}$ : ( $F(2 ; 104) = 0,475; p = 0,623; \eta_p^2 = 0,009$ ).
- HHb: ( $F(2 ; 104) = 0,687; p = 0,506; \eta_p^2 = 0,013$ ).



**Figura 25.** Valores de las diferentes variables fisiológicas (A, lactato; B, frecuencia cardiaca; C, SmO<sub>2</sub>; D, tHb; E, O<sub>2</sub>Hb; F, HHb) medidas en diferentes momentos (1, reposo; 2, al final del calentamiento; 3, tras la prueba de tiempo límite) durante ambas sesiones. SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; tHb, hemoglobina total; O<sub>2</sub>Hb, oxihemoglobina; HHb, desoxihemoglobina.

Las diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones en un mismo momento se denotan con el símbolo\* ( $p < 0,05$ ) o \*\*\* ( $p < 0,001$ ).

Asimismo, en cada una de las apneas, las variables fisiológicas medidas evolucionaron acorde a los datos que se muestran en la Tabla 14.

**Tabla 14.** Valores de las variables fisiológicas medidas en el momento en el que se contenía a respiración (inicio) y al final de cada una de las cinco apneas. Los datos finales de todas las variables se corresponden con el momento exacto en el que las apneas concluían, salvo los de SpO<sub>2</sub>, que hacen referencia al nadir, alcanzado con unos segundos de desfase.

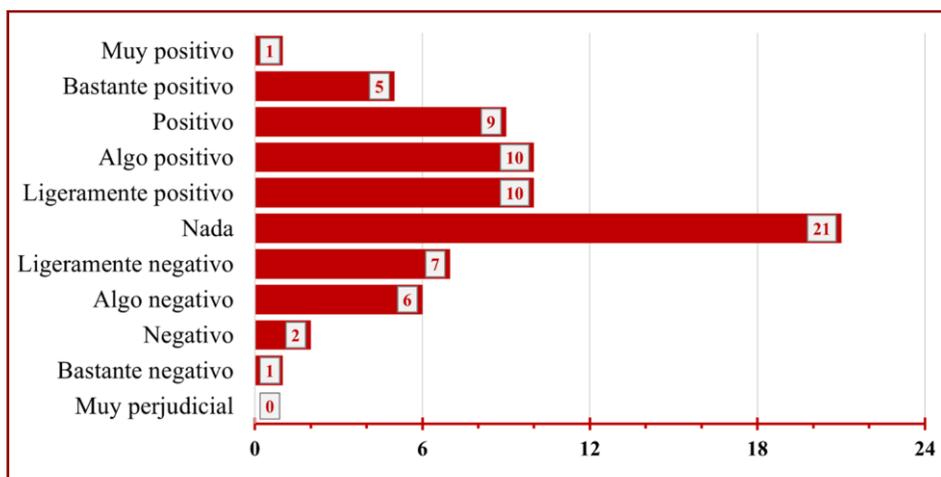
		BH1	BH2	BH3	BH4	BH5
FC (ppm)	Inicio	127,6 ± 14,4	124,4 ± 12,2	122,1 ± 12,1	120,8 ± 13,4	120,6 ± 13,7
	Fin	113,9 ± 19,3	109,3 ± 19,4	106,4 ± 18,3	104,3 ± 19,0	103,1 ± 20,6
SpO <sub>2</sub> (%)	Inicio	97,0 ± 2,3	97,0 ± 2,3	96,9 ± 2,2	97,1 ± 1,4	97,5 ± 1,2
	Fin	92,2 ± 6,2	91,7 ± 6,5	90,9 ± 6,5	91,2 ± 6,0	90,7 ± 6,7
SmO <sub>2</sub> (%)	Inicio	67,3 ± 7,2	67,9 ± 7,1	69,0 ± 6,6	69,8 ± 6,3	70,6 ± 5,8
	Fin	65,9 ± 7,7	65,6 ± 8,6	65,8 ± 8,6	66,2 ± 8,7	66,2 ± 8,7
[tHb] (g/dl)	Inicio	13,1 ± 1,3	13,1 ± 1,3	13,1 ± 1,3	13,0 ± 1,3	13,1 ± 1,3
	Fin	12,9 ± 1,3	13,0 ± 1,2	13,0 ± 1,2	13,0 ± 1,2	13,0 ± 1,2
[O <sub>2</sub> Hb] (g/dl)	Inicio	8,8 ± 1,4	8,9 ± 1,4	9,1 ± 1,3	9,1 ± 1,2	9,2 ± 1,2
	Fin	8,5 ± 1,5	8,5 ± 1,4	8,5 ± 1,3	8,6 ± 1,4	8,6 ± 1,3
[HHb] (g/dl)	Inicio	4,3 ± 1,0	4,2 ± 0,9	4,0 ± 0,9	3,9 ± 0,9	3,9 ± 0,8
	Fin	4,4 ± 1,0	4,5 ± 1,1	4,5 ± 1,2	4,4 ± 1,2	4,4 ± 1,3

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

BH, apnea; FC, frecuencia cardiaca; SpO<sub>2</sub>, saturación periférica de oxígeno; SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; [tHb], hemoglobina total; [O<sub>2</sub>Hb], oxihemoglobina; [HHb], desoxihemoglobina.

En cuanto a la RPE al finalizar la prueba T<sub>LIM</sub>, tampoco se produjeron diferencias entre ambas condiciones (BH = 9,68 ± 0,74; CT = 9,75 ± 0,62; *p* = 0,229). Finalmente, referente a la percepción subjetiva de cada uno de los participantes sobre el posible impacto que había tenido realizar apneas en el rendimiento posterior, se muestran las valoraciones aportadas por 72 de los participantes

(Figura 26). En los restantes 9, no se incluyó este dato debido a que, por error, se les informó del tiempo empleado en ambas sesiones con anterioridad a formularles la pregunta, lo que podría haber condicionado su respuesta.



**Figura 26.** Valoración subjetiva sobre la percepción personal del impacto que había tenido la realización de apneas durante el calentamiento en el rendimiento deportivo.

## 4. Discusión

En esta investigación se pretendía comprobar si los ciclistas profesionales podían obtener mejoras de rendimiento en pruebas de  $T_{LIM}$  a PAM tras incorporar cinco apneas mientras pedaleaban durante el calentamiento. Hasta donde sabemos, se trata del primer estudio que ha tratado de evaluar el posible efecto de la apnea, realizada de forma dinámica durante el calentamiento, sobre el rendimiento deportivo posterior. Una de sus fortalezas reside en la amplia muestra de ciclistas profesionales, en los que cualquier pequeña mejora podría ser de gran interés. De hecho, es posible que los resultados obtenidos con otros deportistas de nivel inferior no puedan ser extrapolables a esta población.

Tenemos constancia de tres estudios previos que no reportaron diferencias en el rendimiento –en pruebas de ciclismo o de natación– tras realizar apneas en reposo en deportistas sin experiencia en contener la respiración [121,193,194]. Un cuarto estudio halló una mejora del 11,3% en una prueba  $T_{LIM}$  al 150% de la PAM tras realizar apneas con inmersión facial [192], situación que no parece factible en un contexto real. Salvo en el caso de los nadadores, cuyo  $VO_{2MAX}$  no se indicó –6 hombres y 3 mujeres de nivel regional/nacional–, todas las muestras estaban formadas exclusivamente por hombres y eran de un nivel claramente inferior a los hombres de nuestro estudio – $VO_{2MAX}$  de 76,3 ml/kg/min–. Concretamente, las muestras eran 7 ciclistas con un  $VO_{2MAX}$  de 56,9 ml/kg/min [194], 12 deportistas recreacionales cuyo  $VO_{2MAX}$  era de 52,5 ml/kg/min [121] y 10 hombres físicamente activos con un  $VO_{2MAX}$  de 42,2 ml/kg/min [192]. Consecuentemente, estaban lejos de los valores que cabría esperar en ciclistas de élite [3].

Contrariamente a la hipótesis planteada, el principal hallazgo fue que no hubo diferencias en el rendimiento entre ambas condiciones. De hecho, pese a la ausencia de diferencias significativas, cabe señalar que la prueba  $T_{LIM}$  tras realizar apneas fue 6,7 s más corta. Además, esta misma situación se dio en todas las condiciones evaluadas –diferenciando por género, categoría o disciplina–. Considerando que se trataba de ciclistas profesionales y su reproducibilidad en el rendimiento en este tipo de pruebas debería ser alta, creemos que se hace necesario mencionar esta mínima pérdida de rendimiento.

Respecto a los datos de las variables fisiológicas, tras realizar apneas se observó una FC más baja al final del calentamiento, así como un menor  $La^-$  tras la prueba  $T_{LIM}$  (Figura 25). La reducción de 12 ppm no tuvo impacto en el rendimiento físico posterior. El descenso de 1 mmol/l en el  $La^-$  fue acorde a los hallazgos de un estudio previo con nadadores [193]. Este hecho podría ser indicativo de una mayor contribución del metabolismo oxidativo a la producción de energía tras realizar apneas, pues la acumulación de  $La^-$  se produce cuando el aporte de  $O_2$  a los músculos esqueléticos es insuficiente para satisfacer las demandas metabólicas del ejercicio [222]. En cualquier caso, tampoco se puede descartar que este valor inferior se pueda deber a la duración más corta –aunque no sea estadísticamente significativa– del esfuerzo en la prueba  $T_{LIM}$ . Respecto a la [Hb], aunque debería aumentar tras la contracción del bazo inducida por la apnea [121,211,250,251], los datos obtenidos mediante tecnología NIRS referentes al balance entre el aporte y la utilización de  $O_2$  en el recto femoral no arrojaron diferencias entre condiciones (Figura 25). Similares resultados se habían observado anteriormente en ciclistas sin experiencia previa en contener la respiración [194]. De hecho, en cada una de las apneas, la misma magnitud que descendió la  $[O_2Hb]$  aumentó la  $[HHb]$ , manteniéndose constante la  $[tHb]$  (Tabla 14). Pese a que la [Hb] fue medida localmente en el recto femoral mediante un dispositivo NIRS, lo que no

proporciona el valor real de una muestra sanguínea [331], se esperaba que la apnea indujera aumentos de [Hb] detectables por el dispositivo NIRS. La ausencia de cambios podría deberse a la escasa duración de las apneas, que no contribuyeron a generar la suficiente contracción esplénica.

Pese a tratarse de apneas máximas, la duración promedio de las mismas –18 s la primera y 30 s la última– fue inferior a la observada en un estudio previo [121]. Esta podría ser la razón principal para la ausencia de cambios fisiológicos y en el rendimiento. De hecho, en las apneas máximas se pueden diferenciar dos fases, separadas por lo que se denomina punto de ruptura fisiológico: la primera recibe el nombre de fase fácil y la segunda se llama fase de lucha [205]. A su vez, en las apneas realizadas de forma estática, la fase fácil se puede subdividir en una fase inicial rápida y una fase de estado estable. Sin embargo, en las apneas dinámicas, la fase de estado estable desaparece, pasando directamente de la fase rápida inicial a la fase de lucha [208]. En las apneas estáticas, el punto de ruptura suele asociarse con una SpO<sub>2</sub> del 95% y, al superarlo, se produce un evidente declive en esta variable. En las apneas dinámicas, este marcado descenso de la SpO<sub>2</sub> se suele dar a partir de los 30 s de contener la respiración [208]. En nuestro caso, la última apnea duró exactamente un promedio de 30 s, superando esta duración únicamente 31 de los 79 participantes (Figuras 23 y 24). Respecto a la SpO<sub>2</sub>, disminuyó entre un 5% y un 7% mientras se contenía la respiración, alcanzando valores mínimos de un 90,7% (Tabla 14). Todo ello nos lleva a sugerir que, probablemente, la mayor parte de nuestros participantes no fueron capaces de alcanzar el punto de ruptura, mientras que muchos de los que lo superaron solamente pudieron soportar la fase de lucha durante unos segundos. Esta situación podría ser la causa que evitó la presencia de cambios fisiológicos [199].

En personas sin experiencia previa en apnea, el principal desencadenante para retomar la respiración es la estimulación de los quimiorreceptores carotideos por el aumento de CO<sub>2</sub>. La habilidad psicológica para soportar la sensación de asfixia provocada por el CO<sub>2</sub> es la que condiciona la duración de la apnea [205]. Por este motivo, las personas sin experiencia previa en apnea no son capaces de contener la respiración demasiado tiempo, en comparación con los buceadores experimentados [215]. Además, la combinación de apnea y ejercicio incrementa aún más la producción de CO<sub>2</sub>, por lo que es probable que nuestros participantes detuvieran la apnea mucho antes de que se agotaran sus reservas de O<sub>2</sub>. Asimismo, la hipercapnia durante las apneas se ha asociado con acidosis sanguínea, un descenso del pH y un aumento de La<sup>-</sup> en triatletas sin experiencia previa en contener la respiración [196]. Sin embargo, los aumentos de La<sup>-</sup> no se produjeron al finalizar el calentamiento en nuestro estudio (Figura 25), lo que podría indicar que la hipercapnia no fue demasiado acentuada. Pese a ser ciclistas de alto nivel, creemos muy probable que la falta de familiarización con la sensación de asfixia provocada por el CO<sub>2</sub> haya sido la causa de la corta duración de las apneas.

Finalmente, la RPE tras la prueba T<sub>LIM</sub> tampoco arrojó diferencias entre ambas condiciones, con valores máximos –como era de esperar ante este tipo de esfuerzos– en casi todos los participantes. En cuanto a los aspectos psicológicos relacionados con la percepción que tuvieron los participantes sobre la influencia de las apneas en el rendimiento posterior, 21 ciclistas se mostraron neutros en su respuesta, mientras que 9 participantes consideraron que les afectó de forma negativa y 35 que lo hizo de forma positiva (Figura 26). Estos datos resultan sorprendentes, pues pese a no estar familiarizados con la sensación de asfixia, un amplio porcentaje valoró de forma positiva la experiencia y consideraban estar en mejores condiciones tras recuperar los 2 min después de la última apnea. Ello nos conduce a pensar que, tras familiarizarse con las apneas, la percepción de los

participantes incluso podría ser mucho mejor. Consecuentemente, además del propio impacto positivo que cabría esperar de la respuesta fisiológica ante las apneas, el efecto placebo también podría ser relevante.

Basado en aspectos psicológicos, se ha sugerido que una única apnea realizada de forma estática podría ser la mejor opción para mejorar el posterior rendimiento deportivo [121]. No obstante, aunque esta opción ya provoca contracción del bazo [252], se necesitan 3-4 apneas sucesivas para maximizar su respuesta [191,194,211]. Además, las apneas dinámicas conducen a una acumulación más rápida de CO<sub>2</sub> en comparación con las apneas en reposo. Por lo tanto, considerando la interrelación entre aspectos fisiológicos y psicológicos, parece que la mejor opción en personas sin experiencia previa en contener la respiración podría haber sido realizar una única apnea en reposo. No obstante, aunque el propio ejercicio ya provoca contracción del bazo y su magnitud es mayor conforme aumenta la intensidad [332], la combinación de apneas dinámicas durante el calentamiento ha mostrado mayores aumentos de [Hb] en comparación con un calentamiento convencional [121]. Además, aunque las apneas estáticas parecen ofrecer un mayor potencial para mejorar el rendimiento como consecuencia de su mayor duración [121], su inclusión en un contexto real competitivo presenta inconvenientes:

- No tendría sentido realizar apneas antes del calentamiento, pues sus efectos sobre los eritrocitos y la [Hb] se disipan pasados unos minutos [211,252].
- Si se realizan tras el calentamiento, los beneficios asociados al mismo se verían reducidos.

Por estos motivos, parece razonable pensar que, tras un periodo de familiarización con la sensación de asfixia, mejorando la tolerancia al CO<sub>2</sub>, el protocolo de apnea utilizado podría ser óptimo para maximizar la respuesta fisiológica y reducir los aspectos psicológicos negativos en un contexto competitivo real. De hecho, la ejecución de un programa de entrenamiento en apnea en personas sin experiencia previa en contener la respiración ha conducido a aumentar entre un 28% y un 53% la duración que son capaces de estar sin respirar [196,212,252]. Por lo tanto, podría ser necesario familiarizarse con la realización de apneas para conseguir que ocurran cambios fisiológicos.

Las principales limitaciones del estudio han sido la imposibilidad de medir el tamaño del bazo y su posible contracción, así como de tomar muestras de sangre para determinar la [Hb] real o el recuento de glóbulos rojos. Esto nos habría proporcionado información más precisa sobre las respuestas fisiológicas que la apnea ha desencadenado en el organismo.

## 5. Conclusiones

La realización de apneas repetidas mientras se pedalea durante el calentamiento no mejoró el rendimiento físico posterior en una prueba  $T_{LIM}$  realizada a PAM por ciclistas profesionales. La ausencia de mejoras podría atribuirse a la falta de experiencia en contener la respiración de los participantes. Probablemente, la sensación de asfixia causada por el  $CO_2$  provocó que la duración de las apneas fuera demasiado corta como para desencadenar la suficiente respuesta fisiológica. Sin embargo, considerando las adaptaciones descritas en buceadores experimentados, la apnea realizada de forma aguda podría tener potencial como una técnica rápida y sencilla para mejorar el rendimiento deportivo. Por lo tanto, sería interesante seguir investigando aplicando la misma metodología tras la familiarización con la contención de la respiración.

## 6. Aplicaciones prácticas

En caso de existir cualquier mínima ganancia de rendimiento, por pequeña que sea, su aplicación práctica con deportistas profesionales podría ser interesante en pruebas que duren menos de 8-10 minutos. Este sería el caso, por ejemplo, de un prólogo en ciclismo de carretera o las pruebas de ciclismo en pista de 1 km CRI, persecución individual y persecución por equipos. Además, también podría ser interesante para otras disciplinas de mayor duración, como el CX o el MTB en las pruebas de XCO. Aunque estas competiciones tienen una duración aproximada de 60 min –el CX– y 80-90 min –el XCO–, se caracterizan por la relevancia que tienen la salida y los primeros minutos en el resultado final. En ambos casos, no posicionarse adecuadamente podría conllevar verse obstaculizado posteriormente por algunos rivales, teniendo que reducir considerablemente el ritmo y perdiendo un tiempo que podría ser insalvable. Por ello, se necesita una salida rápida y unos primeros minutos a una intensidad promedio próxima a la PAM, incluyendo diferentes cambios de ritmo cortos [53]. Consecuentemente, las posibles “ganancias marginales” obtenidas con las apneas podrían marcar la diferencia entre ganar o no una medalla o un campeonato.

En cualquier caso, se necesita continuar investigando para comprobar si estas mejoras esperadas se dan tras familiarizarse con la realización de apneas. Con los resultados actuales, no parece apropiado recomendar, de forma general, el uso de apneas como estrategia para mejorar el rendimiento.





## Estudio 4.

Impacto de las apneas en esfuerzos  
cortos y repetidos a máxima intensidad



## 1. Introducción

Más del 25% del total de carreras que se disputan en los Campeonatos del Mundo de ciclismo se consideran pruebas de velocidad [333]. Algunos ejemplos pueden ser el BMX *racing* o diferentes eventos de ciclismo en pista, como la velocidad, la velocidad por equipos, los 500 m CRI femenina y la prueba de 1 km CRI masculina:

- La competición de BMX *racing* se disputa sobre mangas de unos 40 s de duración, con periodos de recuperación de entre 15 min y 30 min entre cada una, y en cada manga, los ciclistas realizan diferentes esfuerzos muy cortos de carácter *all-out* [43]. Asimismo, en cada carrera, el ciclista que llega más rápido a la primera curva adquiere cierta ventaja, por lo que es necesario un elevado  $P_{MAX}$  en la salida [42] y mantenerlo con el paso de las mangas y la acumulación de fatiga.
- Las pruebas de pista indicadas también suponen esfuerzos de carácter *all-out* en los que se precisa de un elevado  $P_{MAX}$ . Tienen duraciones comprendidas entre 9,100 s –WR de la velocidad masculina– y, aproximadamente, 1 min –el WR en 1 km CRI masculina es 56,303 s –.

Los esfuerzos cortos y de carácter *all-out* se suelen asociar con el sistema energético de los fosfágenos y el metabolismo glucolítico y se caracterizan por producir una alta acidez [42]. Sin embargo, la contribución del metabolismo oxidativo también es relevante incluso en esfuerzos de 30 s [37,38] y, a su vez, está estrechamente relacionada con la RSA, habilidad determinante en las pruebas de BMX *racing* [34]. De hecho, en la prueba de velocidad por equipos de ciclismo en pista, la contribución oxidativa se estima en un 5% y un 10% para los dos

primeros relevistas, pero aumenta hasta un 40% para el tercer y último ciclista [2]. En el caso de las pruebas de 500 m CRI femenina y 1 km CRI masculina, la energía por la vía oxidativa puede suponer el 35% y el 50% del aporte total, respectivamente [2]. Consecuentemente, para incrementar el rendimiento en este tipo de pruebas no solamente son importantes mejorar la habilidad para trabajar en acidosis y la capacidad tamponadora, sino que también se debería tratar de aumentar la habilidad para consumir O<sub>2</sub> y producir energía aeróbica.

En el resultado de estas competiciones, especialmente en ciclistas profesionales, una pequeña fracción de tiempo es muy relevante. Por ejemplo, en la prueba femenina de BMX *racing* de los Juegos Olímpicos de Tokio 2020, la diferencia entre el oro y la plata fue de solamente 0,090 s. En el caso de la prueba masculina, esta diferencia fue de 0,114 s, mientras que el margen entre el bronce y el quinto clasificado fue de 0,133 s. En el caso de la prueba de velocidad por equipos femenina de ciclismo en pista, el lapso entre el oro y la plata fue de solamente 0,085 s, mientras que, en la prueba de velocidad masculina, la diferencia entre los dos finalistas fue de 0,012 s y 0,015 s en dos de las tres carreras. Por lo tanto, cualquier pequeña mejora, denominada “ganancia marginal”, podría suponer la diferencia entre el éxito o el fracaso en estos deportistas.

Contener la respiración provoca una serie rápida de adaptaciones en el organismo, conocidas como respuesta de buceo [193]. La respuesta de buceo se caracteriza por la aparición de bradicardia, disminución del gasto cardiaco y vasoconstricción periférica [217]. Además, una única apnea también causa que se contraiga el bazo [252], expulsando al sistema circulatorio parte de los 200-250 ml de sangre con un elevado contenido en glóbulos rojos que hay almacenada en su interior [243]. La contracción del bazo se puede maximizar tras una serie de 3 o 4 apneas [191,194,211], lo que conduce a un aumento en la cantidad de eritrocitos, así como

a elevaciones de entre un 2% y un 5% en la [Hb] [250,252]. Además, tras una serie de apneas repetidas también se han observado incrementos en los niveles de bicarbonato [251]. Las elevaciones en la cantidad de eritrocitos y en la [Hb] son temporales, retornando a valores basales tras unos 8-10 minutos después de las apneas [211]. Sin embargo, el bicarbonato se puede mantener aumentado incluso hasta 60 min después de contener la respiración repetidas veces [251]. Todo ello conduce a un aumento del almacenamiento de gas circulante, lo que mejora la capacidad para transportar O<sub>2</sub> [251] y amortiguar CO<sub>2</sub> [248]. Otros métodos mediante los que se pueden aumentar estas variables con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo pueden ser las transfusiones sanguíneas o la administración exógena de EPO recombinante [168,326–329]. Sin embargo, ambas técnicas están prohibidas por la AMA [170]. Por lo tanto, la apnea podría ser una estrategia legal para mejorar el rendimiento deportivo en competiciones de corta duración y esfuerzos repetidos.

Hasta la fecha, solamente tenemos constancia de cuatro estudios en los que se haya evaluado el rendimiento deportivo, tras realizar apneas, en personas sin experiencia previa en contener la respiración [121,192–194]. De los cuatro, solamente uno evaluó esfuerzos de duración inferior al minuto, hallando mejoras en una prueba T<sub>LIM</sub> en bicicleta al 150% de la PAM tras realizar cinco apneas estáticas con inmersión facial [192]. Por el contrario, los restantes tres estudios evaluaron esfuerzos superiores de los 4 min sin obtener mejoras de rendimiento tras realizar apneas [121,193,194].

El objetivo de nuestro estudio fue comprobar los efectos de contener la respiración repetidas veces, de forma dinámica mientras se pedalea durante el calentamiento, en diferentes esfuerzos cortos y de carácter *all-out* realizados en un cicloergómetro por ciclistas profesionales. La hipótesis era que la realización de

apneas previas a los esfuerzos aumentaría el rendimiento de los esprints repetidos debido a mejoras en el metabolismo aeróbico y en la capacidad tamponadora. Aunque en el primero de los esprints no se esperaban cambios ni en el  $P_{MAX}$  ni en la  $P_{MED}$ , se preveía que progresivamente fueran disminuyendo estos valores con la sucesión de esprints, pero con un descenso menos pronunciado al realizar apneas. Asimismo, también se esperaban mayores valores de  $P_{MAX}$  y  $P_{MED}$  en una prueba final de *Wingate* tras realizar apneas.

## 2. Metodología

### 2.1. Participantes

En el estudio participaron voluntariamente un total de 23 ciclistas españoles que competían en BMX *racing* o en pruebas de velocidad de ciclismo en pista. Los participantes, 15 hombres y 8 mujeres, eran ciclistas considerados de clase mundial o nivel élite/internacional [262], alguno de ellos medallista en Campeonatos del Mundo (Tabla 15). Ninguno de ellos tenía experiencia previa en contener la respiración. Todos los ciclistas firmaron su consentimiento informado antes de iniciar su participación en el estudio.

**Tabla 15.** Número, categoría y características de los ciclistas del estudio 4.

	<b>Todos</b>	<b>Hombres</b>	<b>Mujeres</b>
<b>N</b>	23	15	8
<b>Modalidad</b>			
<b>BMX <i>racing</i></b>	10	8	2
<b>Pista</b>	13	7	6
<b>Edad (años)</b>	19,2 ± 2,5	19,2 ± 2,5	18,3 ± 1,7
<b>Estatura (cm)</b>	174,5 ± 7,9	177,3 ± 7,2	168,5 ± 6,2
<b>Masa corporal (kg)</b>	73,1 ± 8,3	74,8 ± 9,1	69,4 ± 5,0
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24,0 ± 2,3	23,8 ± 2,5	24,5 ± 2,0
<b>Grasa corporal (%)</b>	15,9 ± 7,7	11,5 ± 4,3	25,4 ± 3,6
<b>P<sub>MAX</sub> (W)</b>	1508,6 ± 373,6	1730,6 ± 242,6	1092,3 ± 131,3
<b>P<sub>MAX</sub> (W/kg)</b>	20,8 ± 3,6	23,1 ± 1,1	16,0 ± 1,9

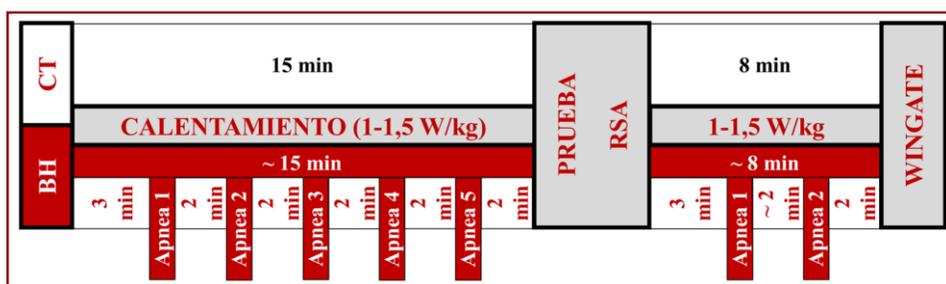
Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.

BMX, bicicleta *motocross*; IMC, índice de masa corporal; P<sub>MAX</sub>, pico de potencia.

## 2.2. Diseño del estudio

Los ciclistas efectuaron dos sesiones de evaluación, BH y CT, en orden aleatorio y contrabalanceado. Se solicitó a los participantes que se abstuvieran de ingerir cafeína u otros estimulantes durante las ocho horas previas a cada una de las sesiones de evaluación. Ambas sesiones se planificaron con un margen de 48 h entre cada una, a la misma hora del día y se realizaron en un ambiente controlado.

Las dos sesiones se diferenciaban, únicamente, en la realización –o no– de una serie de apneas repetidas previas a los esfuerzos físicos. Dichos esfuerzos consistían en una prueba de RSA y una prueba de *Wingate* de 30 s. El calentamiento previo a la prueba de RSA tuvo una duración de 15 min en la sesión CT, mientras que en la sesión BH dependió del tiempo que cada participante fue capaz de contener la respiración. No obstante, se ajustó para que tuviera una duración lo más aproximada posible a 15 min. Para ello, los participantes realizaron cinco apneas máximas mientras pedaleaban, iniciando la primera en el minuto tres. Entre el final de cada apnea y el inicio de la siguiente había un lapso de 2 min, al igual que entre el final de la última apnea y el comienzo de la prueba de RSA. Posteriormente, entre la prueba de RSA y la prueba de *Wingate*, existió un periodo de 8 min pedaleando a la misma intensidad que en el calentamiento. En la sesión BH, este periodo tuvo una duración aproximada de 8 min debido a que se realizaron dos apneas adicionales: la primera en el minuto tres y la segunda en el minuto cinco y medio, iniciando la prueba de *Wingate* 2 min después de finalizar la última apnea (Figura 27). Ambas apneas, al igual que las anteriores, fueron máximas y se realizaron de forma dinámica durante el pedaleo.



**Figura 27.** Representación esquemática del protocolo seguido en las sesiones de evaluación en el estudio 4. La condición apnea (BH) se representa en la parte inferior, con sombreado rojo, y la condición respiración normal (CT) en la parte superior, con sombreado blanco. En sombreado gris se indica la estructura común de ambas sesiones.

Se emitía un aviso inicial cuando faltaban 10 s para comenzar cada apnea y una cuenta atrás en los 5 s finales. Como en el estudio 3, no se permitió hiperventilación previa y se inspiró para alcanzar la capacidad pulmonar total, poniendo en funcionamiento el cronómetro cuando el ciclista se tapaba la nariz. Se mantenía la boca cerrada durante la apnea, deteniendo el reloj cuando, al no ser capaz de prolongar más el tiempo sin respirar, se abría la boca para expulsar el CO<sub>2</sub> y se quitaba la mano de la nariz para coger aire.

Como se argumentó en el estudio 3 ([ver página 182](#)), el protocolo de los 15 min de calentamiento pretendía producir la mayor respuesta fisiológica posible, planteado desde la viabilidad de poder aplicarlo en un contexto real y con el objetivo de mejorar el rendimiento físico. Posteriormente, debido a que muchas de las pruebas de velocidad en pista, así como las de BMX *racing*, se realizan en mangas o series con unos minutos de recuperación, se planteó un lapso de 8 min entre esfuerzos. Como en la [Hb] y el hematocrito se pueden producir aumentos temporales durante 8-10 min tras realizar apneas [211], los posibles beneficios de las apneas del calentamiento se habrían disipado entre esfuerzos. Por ello, y siempre con el objetivo de proporcionar una posible aplicación práctica en un contexto real, se realizaron dos apneas adicionales durante ese periodo de 8 min.

Las dos pruebas se llevaron a cabo en un cicloergómetro cuya frecuencia de muestreo era de 100 Hz (Wattbike Pro, Wattbike Ltd, Nottingham, Reino Unido) [334] (Figura 28), lo que lo convertía en idóneo para registrar valores pico en esfuerzos cortos y de máxima intensidad. Debido a que los ciclistas tenían amplia experiencia en la realización de este tipo de pruebas físicas, no fue necesaria una sesión previa de familiarización.

El estudio se realizó siguiendo los principios éticos de la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética en investigación humana de la Universidad de Granada (1608/CEIH/2020).

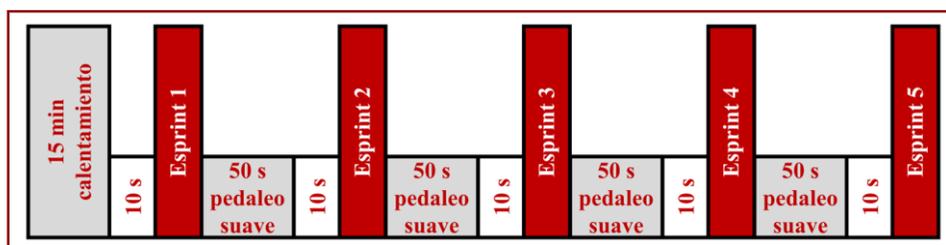


**Figura 28.** Imagen del cicloergómetro Wattbike.

## 2.2.1. Prueba de capacidad para esprintar repetidas veces

La prueba de RSA comenzó tras los 15 min de calentamiento indicados con anterioridad. Consistía en la ejecución de cinco esprints de 6 s, con un periodo de 1 min entre el final de un esfuerzo y el inicio de la siguiente arrancada. Cada una de las aceleraciones tenía un carácter *all-out*, es decir, se trataba de alcanzar el mayor  $P_{MAX}$  y en el menor tiempo posible. Dicho esfuerzo había que mantenerlo con un carácter máximo hasta el final del esprint, ejerciendo en cada segundo la máxima potencia que se podía imprimir, sin regular el esfuerzo en función del tiempo restante.

Con el objetivo de lograr el mayor  $P_{MAX}$ , reproduciendo los esfuerzos que se efectúan en competición, todas las arrancadas se iniciaron desde parado. Para ello, pese a que el minuto de recuperación entre esfuerzos se realizaba de forma dinámica, pedaleando a una intensidad autorregulada muy suave, los ciclistas paraban de pedalear cuando faltaban 10 s para el siguiente esprint (Figura 29). En cada esprint, los ciclistas recibían una indicación cuando podían comenzar y el tiempo empezaba a contar con la primera pedalada. Cuando se alcanzaba el sexto segundo, se realizaba una señal acústica avisando que el esprint había finalizado.



**Figura 29.** Representación esquemática del protocolo seguido en la prueba de capacidad para realizar esprints repetidos (RSA). En sombreado gris se representan las fases de pedaleo a baja intensidad, en sombreado blanco las fases sin pedalear y en sombreado rojo los esprints de 6 s.

## 2.2.2. Prueba de *Wingate*

La prueba de *Wingate* comenzó tras el periodo de 8 min de pedaleo suave que existía al finalizar la prueba de RSA. Se trata de una prueba de 30 s que se realiza con un carácter *all-out*, cuyo objetivo es evaluar la potencia y capacidad anaeróbica [38,335]. Al igual que en la prueba de RSA, los ciclistas paraban de pedalear 10 s antes del inicio, se indicaba cuando se podía comenzar y el tiempo se ponía en marcha con la primera pedalada. Durante la prueba, se realizaban avisos sonoros indicando el tiempo restante cuando faltaban 15 s, 10 s y 5 s para finalizar, así como cuando se alcanzaba el final de la prueba.

## 2.3. Medidas

Durante las sesiones de evaluación se monitorizaron potencia, FC y, mediante tecnología NIRS,  $\text{SmO}_2$  y [Hb]. También se controló la  $\text{SpO}_2$  durante las apneas y se midió  $\text{La}^-$  en sangre capilar en diferentes momentos de cada sesión. Los datos FC, [Hb] y  $\text{SmO}_2$  se transmitieron vía Bluetooth a un ciclo computador (Edge 1000, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos), mientras que los datos de potencia y cadencia se obtuvieron directamente del propio cicloergómetro.

### 2.3.1. Duración de los diferentes intervalos, de los esprints y de las apneas

Las duraciones de las diferentes fases que existían en las sesiones experimentales –calentamiento, esprints y recuperaciones en la prueba de RSA, intervalo de 8 min y prueba de *Wingate*–, así como de las apneas, se controlaron utilizando un ciclocomputador (Edge 1000, Garmin International, Inc., Kansas, Estados Unidos). Los tiempos de las apneas se redondearon al segundo más próximo.

### 2.3.2. Intensidad: potencia y frecuencia cardiaca

Los valores de potencia se transmitían directamente desde el cicloergómetro (Wattbike Pro, Wattbike Ltd, Nottingham, Reino Unido) al software de análisis de la propia marca comercial (Expert Software, v.2.60.20, Wattbike Ltd, Nottingham, Reino Unido). El cicloergómetro disponía de dos resistencias, una magnética –cuyos valores oscilaban entre 0 y 7– y otra de aire –cuyos valores oscilaban entre 0 y 10–. La resistencia magnética se individualizó para cada ciclista entre los valores 3 y 5, en función de los datos previos conocidos de  $P_{MAX}$ . Se utilizó el mismo valor de resistencia magnética para la prueba de RSA y para la prueba de *Wingate*. La resistencia de aire se ajustó a su máximo valor para la prueba de RSA, mientras que para la prueba de *Wingate* se individualizó entre los valores 5 y 10, en función de los datos previos conocidos de  $P_{MAX}$ . Los valores de resistencia magnética y de aire utilizados, tanto en la prueba de RSA como en el *Wingate*, fueron los mismos en ambas sesiones.

Se usó una banda de pecho (Polar Bluetooth H10, Oy, Finlandia) para monitorizar la FC a lo largo de ambas sesiones (Figura 12, [ver estudio 2, página 153](#)). Posteriormente, se registraron los valores de FC en reposo, al comienzo y al final de cada apnea, al terminar el calentamiento previo a la prueba de RSA, al finalizar los 8 min entre la prueba de RSA y la prueba de *Wingate* y tras completar el *Wingate*.

### 2.3.3. Lactato

Tras realizar una punción en la parte inferior del lóbulo de la oreja derecha, se tomaron cinco muestras de  $La^-$  en sangre capilar mediante un analizador portátil

(Lactate Pro 2, Arkray, Kyoto, Japón) [315] (Figura 11, [ver estudio 2, página 153](#)). La primera muestra se tomó en reposo, al llegar al laboratorio; la segunda se tomó en los últimos instantes del calentamiento, previo a la prueba de RSA; la tercera se midió al finalizar la prueba de RSA; la penúltima muestra se obtuvo antes de iniciar el *Wingate*; finalmente, la quinta muestra se tomó después de finalizar la prueba de *Wingate*.

#### 2.3.4. Hemoglobina y saturación muscular de oxígeno

La oxigenación muscular se monitorizó durante toda la prueba utilizando un dispositivo NIRS (Humon Hex, Dynometrics Inc., Cambridge, Estados Unidos) (Figura 10, [ver estudio 2, página 152](#)), siguiendo el mismo protocolo descrito en los estudios 2 y 3 ([ver página 152](#)). Posteriormente, se registraron los datos de  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb] de reposo, al comienzo y al final de cada apnea, al terminar el calentamiento previo a la prueba de RSA, al concluir los 8 min entre la prueba de RSA y la prueba de *Wingate* y al completar el *Wingate*.

#### 2.3.5. Saturación periférica de oxígeno

La SpO<sub>2</sub> se midió colocando un pulsioxímetro (Onyx Vantatge 9590, Nonin Medical Inc, Minnesota, USA) en el dedo índice de la mano derecha (Figura 18, [ver estudio 3, página 184](#)). El valor de reposo se tomó mientras el ciclista permanecía sentado y relajado. Posteriormente, antes de cada apnea, se volvía a situar el pulsioxímetro en el dedo, manteniéndolo durante la apnea y los segundos posteriores para registrar el valor inicial y el nadir.

### 2.3.6. Percepción subjetiva del esfuerzo y percepción subjetiva sobre el impacto de las apneas en el rendimiento

Cada ciclista proporcionó el valor de RPE, al final del calentamiento previo a la prueba de RSA y al concluir la prueba de *Wingate*, utilizando la escala CR-10 de Borg [330]. Asimismo, al igual que en el estudio 3, tras la sesión BH, cada ciclista aportó una valoración subjetiva sobre lo que creía que le había supuesto la realización de apneas en el rendimiento físico posterior. Para ello, se utilizó una escala entre -5 y +5, con descriptores cualitativos para cada valor (para mayor información sobre las calificaciones de esta escala, [ver estudio 3, página 185](#)).

## 2.4. Análisis de datos

En cada uno de los esprints, el  $P_{MAX}$  fue el valor más alto de potencia durante una pedalada completa, ya que el cicloergómetro, pese a registrar a 100 Hz, transmite un dato de potencia por cada ciclo completo de pedalada. El  $tP_{MAX}$  fue el lapso de tiempo que transcurrió desde que se arrancó en el esprint hasta que se logró el  $P_{MAX}$ . Finalmente, la  $P_{MED}$  fue el promedio de potencia durante cada esprint, desde que se arrancaba hasta que finalizaban los 6 s o 30 s.

Como en el estudio 3, todas las mediciones de reposo se tomaron al llegar al laboratorio, tras permanecer 5 min sentados y relajados, y antes de montarse en la bicicleta. Los valores FC,  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb] se calcularon como el promedio de los últimos 15 s de ese periodo, mientras que la muestra de La<sup>-</sup> se tomó al finalizar esos 5 min.

En cada apnea, los valores iniciales y finales de todas las variables – FC,  $\text{SmO}_2$ , [tHb],  $[\text{O}_2\text{Hb}]$ , [HHb] y  $\text{SpO}_2$ – fueron las medidas exactas registradas al contener la respiración y al finalizar la apnea, respectivamente, salvo para la  $\text{SpO}_2$ . En este caso, el valor final de la apnea se correspondió con el nadir, alcanzado con cierto desfase temporal respecto al final de la apnea [223] (para mayor detalle sobre esta circunstancia, [ver estudio 3, página 186](#)).

Los valores de las diferentes medidas correspondientes al final del calentamiento y al final del periodo de 8 min se determinaron como el promedio de los últimos 15 s previos al inicio de la prueba de RSA y del *Wingate*, respectivamente. En el caso del  $\text{La}^-$ , las muestras se tomaron cuando faltaban 15 s para el inicio de ambas pruebas.

Para finalizar, los valores correspondientes al final de la prueba de RSA y al final del *Wingate* se midieron exactamente al finalizar los esfuerzos, salvo en el caso del  $\text{La}^-$ , cuya muestra se tomó 1 min después de ambas pruebas.

## 2.5. Análisis estadístico

Los análisis estadísticos se ejecutaron utilizando el software SPSS Statistics (versión 28.0, IBM Corp, Armonk, Nueva York, Estados Unidos), fijando el nivel de significación estadística en  $p \leq 0,05$ . Los datos se muestran como media aritmética y desviación típica.

Tras comprobar la normalidad de las variables mediante la prueba de Shapiro-Wilk ( $p > 0,05$ ), se utilizó la prueba ANOVA de medidas repetidas de dos factores –condición y número de esprint– para evaluar las variables  $P_{\text{MAX}}$ ,  $P_{\text{MED}}$  y  $tP_{\text{MAX}}$  en la prueba de RSA. En los supuestos en los que se halló significación estadística,

se aplicó un análisis *post hoc* mediante la prueba de Bonferroni. En el caso de la prueba de *Wingate*, las diferencias entre ambas condiciones se evaluaron utilizando una prueba T de Student para muestras relacionadas en las tres variables analizadas –  $P_{MAX}$ ,  $P_{MED}$  y  $tP_{MAX}$ –.

Los datos de las variables fisiológicas – $La^-$ , FC,  $SmO_2$ , [tHb], [O<sub>2</sub>Hb] y [HHb]– se compararon a través de un ANOVA de medidas repetidas, considerando cinco puntos temporales –1, reposo; 2, final del calentamiento; 3, al concluir la prueba de RSA; 4, tras los 8 min entre ambas pruebas físicas; y 5, al finalizar el *Wingate*– en las dos condiciones experimentales –BH y CT–. Asimismo, se utilizó otro ANOVA de medidas repetidas para analizar la RPE. En este caso, entre dos momentos temporales diferentes –final del calentamiento y al concluir la sesión experimental– en ambas condiciones. Tanto para las variables fisiológicas como para la RPE, se aplicó la prueba *post hoc* de Bonferroni cuando se produjo una interacción significativa. Finalmente, la percepción subjetiva sobre el impacto de las apneas en el rendimiento físico se expuso con un diagrama de frecuencias.

### 3. Resultados

La muestra final estuvo formada por 20 ciclistas –14 hombres y 6 mujeres–. De los 23 participantes iniciales, dos no pudieron completar una de las sesiones al vomitar durante el esfuerzo y sentirse indispuestos, mientras que una ciclista tuvo que ser excluida en el análisis de datos como consecuencia de un error en el registro del cicloergómetro que provocó pérdida de información.

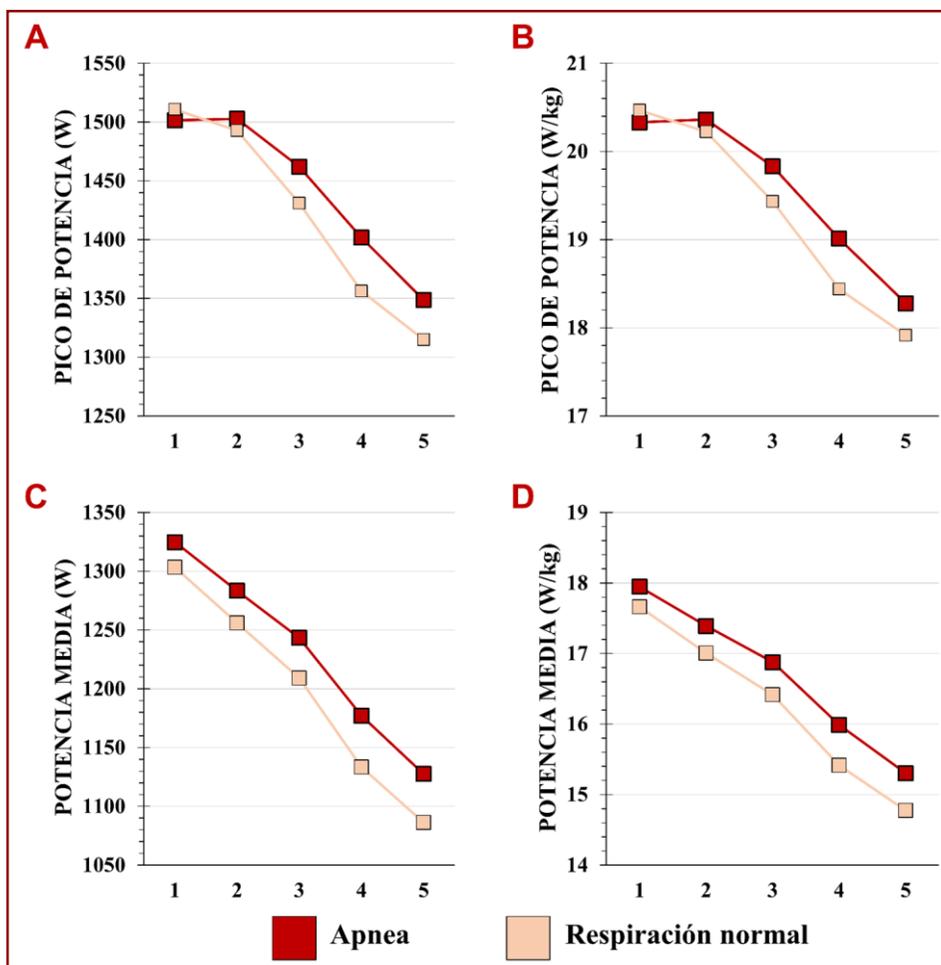
#### 3.1. Rendimiento deportivo

Los valores promedio para el  $P_{MAX}$  y la  $P_{MED}$  en ambas condiciones durante la prueba de RSA se muestran en la Figura 30.

El ANOVA de medidas repetidas arrojó un efecto principal para la condición en la  $P_{MED}$ , tanto al analizarla de forma absoluta ( $F = 5,375$ ;  $p < 0,032$ ;  $\eta_p^2 = 0,221$ ) como de forma relativa a la masa corporal ( $F = 5,372$ ;  $p < 0,032$ ;  $\eta_p^2 = 0,220$ ). En ambos casos, se produjeron valores superiores para la condición BH –diferencia media de 33,7 W y 0,45 W/kg–. En el  $P_{MAX}$  ( $p = 0,136$  y  $p = 0,159$  para la potencia absoluta y relativa a la masa corporal, respectivamente) y el  $tP_{MAX}$  ( $p = 0,752$ ) no se produjo ningún efecto significativo para la condición.

Excepto para el  $tP_{MAX}$ , ( $p = 0,498$ ), también se produjo un efecto principal de la sucesión de esprints para los valores de potencia – $P_{MAX}$  y  $P_{MED}$ –, tanto en términos absolutos (W) como relativos a la masa corporal (W/kg). El análisis *post hoc* mostró que, en todos los casos, a partir del tercer esprint, la potencia disminuyó significativamente respecto al primer esprint:

- $P_{MAX}$  (W): ( $F = 25,985$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta_p^2 = 0,578$ )
- $P_{MAX}$  (W/kg): ( $F = 29,047$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta_p^2 = 0,482$ )
- $P_{MED}$  (W): ( $F = 27,437$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta_p^2 = 0,591$ )
- $P_{MED}$  (W/kg): ( $F = 28,586$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta_p^2 = 0,601$ )



**Figura 30.** Pico de potencia en W (A) y en W/kg (B) y potencia promedio en W (C) y W/kg (D) en cada uno de los cinco esprints de 6 s en ambas condiciones.

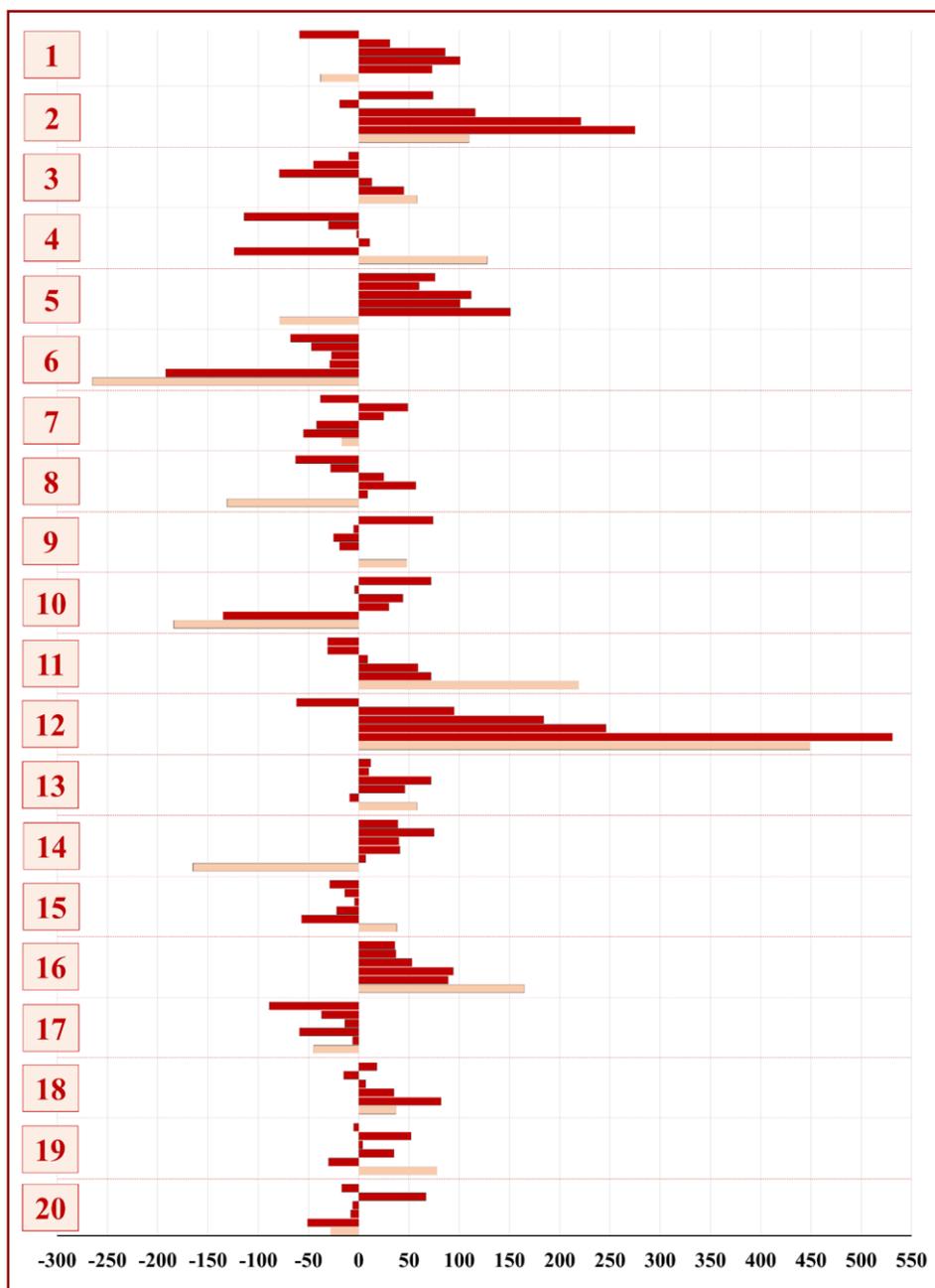
Finalmente, no se produjo ninguna interacción significativa entre la condición (BH o CT) y la sucesión de los esprints (primero a quinto):

- $P_{MAX}$  (W):  $p = 0,165$
- $P_{MAX}$  (W/kg):  $p = 0,160$
- $P_{MED}$  (W):  $p = 0,673$
- $P_{MED}$  (W/kg):  $p = 0,735$
- $TP_{MAX}$  (s):  $p = 0,283$

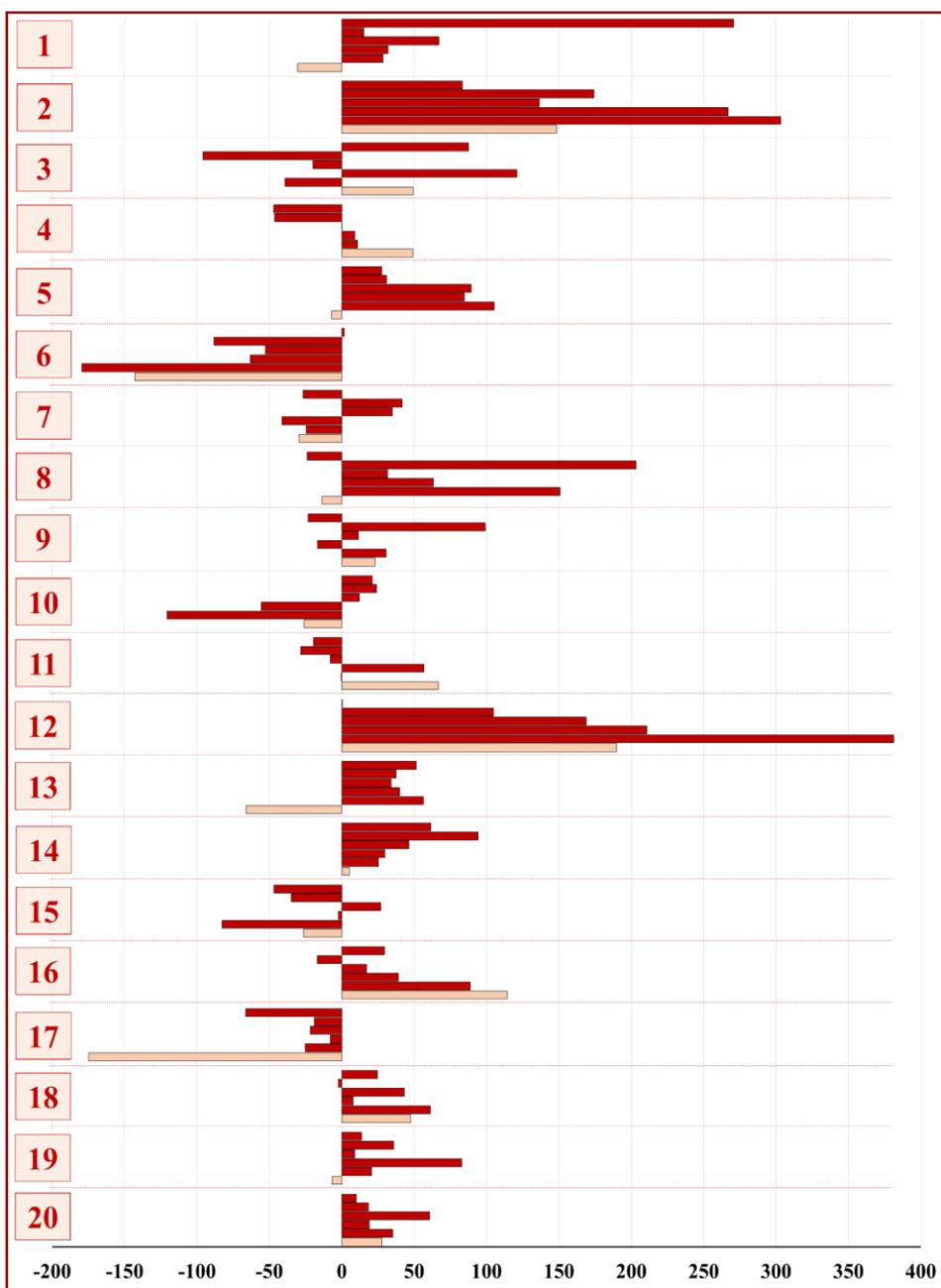
En la prueba de *Wingate* no se produjeron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables de rendimiento analizadas:

- $P_{MAX}$  (W): BH =  $1286 \pm 322$  W; CT =  $1264 \pm 294$  W;  $p = 0,544$
- $P_{MAX}$  (W/kg): BH =  $17,4 \pm 2,9$  W/kg; CT =  $17,2 \pm 3,1$  W/kg;  $p = 0,652$
- $P_{MED}$  (W): BH =  $819 \pm 170$  W; CT =  $809 \pm 132$  W;  $p = 0,613$
- $P_{MED}$  (W/kg): BH =  $11,1 \pm 1,7$  W/kg; CT =  $11,0 \pm 1,4$  W/kg;  $p = 0,753$
- $tP_{MAX}$  (s): BH =  $1,3 \pm 1,1$  s; CT =  $1,3 \pm 0,8$  s;  $p = 0,949$

La comparativa del rendimiento entre ambas condiciones, de forma individual para todos los participantes en cada uno de los esprints de las pruebas RSA y *Wingate*, se puede observar en las Figuras 31 ( $P_{MAX}$ ) y 32 ( $P_{MED}$ ).



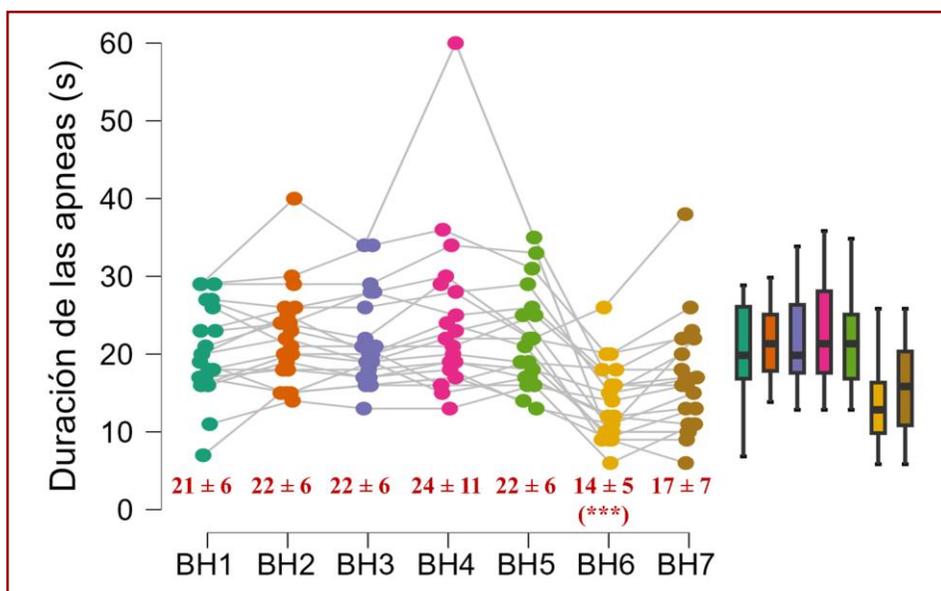
**Figura 31.** Valores individuales de las diferencias de pico de potencia entre ambas condiciones, para cada uno de los 20 ciclistas, en los cinco esprints de la prueba de capacidad para esprintar repetidas veces (en rojo oscuro, ordenados de superior el primer esprint a inferior el último esprint) y en la prueba de Wingate (rojo claro). Valores positivos indican un mejor rendimiento en la condición apnea. Los números 1 a 9 son pilotos de BMX *racing* y del 10 al 20 son ciclistas de pista.



**Figura 32.** Valores individuales de las diferencias de potencia promedio entre ambas condiciones, para cada uno de los 20 ciclistas, en los cinco sprints de la prueba de capacidad para esprintar repetidas veces (en rojo oscuro, ordenados de superior el primer sprint a inferior el último sprint) y en la prueba de Wingate (rojo claro). Valores positivos indican un mejor rendimiento en la condición apnea. Los números 1 a 9 son pilotos de BMX *racing* y del 10 al 20 son ciclistas de pista.

### 3.2. Duración de las apneas y del calentamiento

En la condición BH, las duraciones promedio del calentamiento previo a la prueba de RSA y del periodo entre las pruebas de RSA y de *Wingate* fueron de 14 min y 51 s ( $\pm 28$  s) y 7 min y 44 s ( $\pm 8$  s), respectivamente. En la condición CT, dichos periodos se prolongaron 15 min y 8 min exactamente en todos los casos. La duración del calentamiento en el ciclista que fue capaz de contener durante menos tiempo la respiración a lo largo de las cinco apneas fue de 14 min 7 s, mientras que en el ciclista que contuvo la respiración un mayor margen fue de 16 min 18 s.



**Figura 33.** Duración, en segundos, de cada una de las siete apneas (BH1 – BH7). A la izquierda se representan todos los datos individuales y, en cifras, se indica el promedio y la desviación típica. A la derecha se muestran los diagramas de cajas y bigotes de la duración de cada una de las apneas.

Las diferencias estadísticamente significativas de la sexta apnea respecto a las cinco anteriores se denotan con el símbolo \*\*\* ( $p < 0,001$ ).

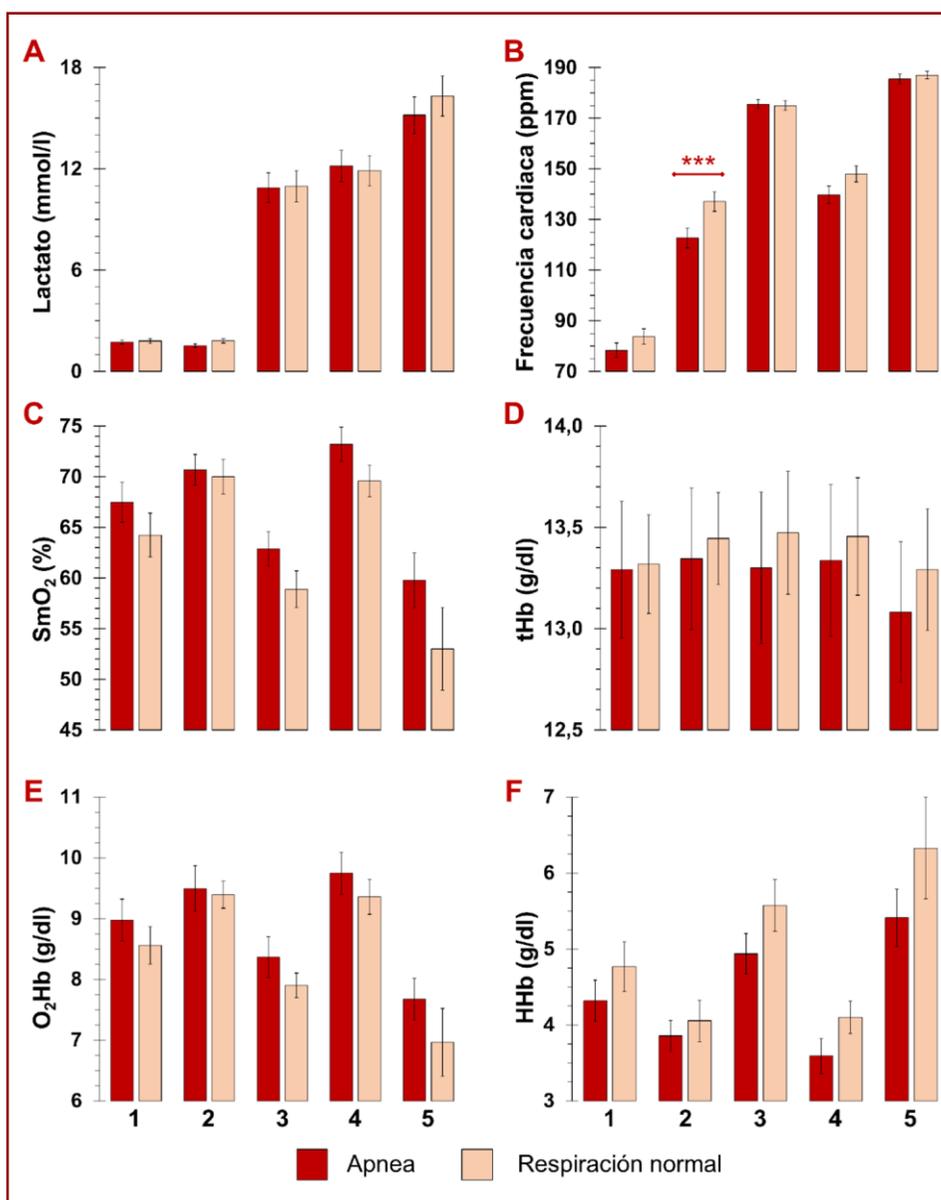
Se produjeron diferencias significativas en la duración de las apneas ( $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,392$ ). El análisis *post hoc* mostró que la única diferencia se produjo en la primera apnea realizada en el periodo de 8 min entre la prueba de RSA y la prueba de *Wingate*, que fue de menor duración que todas las apneas realizadas durante el calentamiento de 15 min. Entre las cinco apneas del calentamiento previo a la prueba de RSA no se produjeron diferencias ( $p = 0,078$ ) (Figura 33).

Al comparar el tiempo que eran capaces de contener la respiración hombres y mujeres, no se observaron diferencias entre ambos sexos ( $p = 0,682$ ).

### 3.3. Variables fisiológicas y percepción subjetiva del esfuerzo

El análisis ANOVA de las variables fisiológicas en diferentes puntos temporales de cada una de las dos sesiones mostró un efecto principal de condición para la FC ( $F = 16,392$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,477$ ), con una diferencia media de 6 ppm menos cuando se realizaron apneas. También se produjo una interacción significativa en la relación momento y condición ( $F = 6,53$ ,  $p = 0,003$ ,  $\eta_p^2 = 0,266$ ). El análisis *post hoc* indicó que la diferencia entre condiciones solo se dio al final del calentamiento (BH =  $123 \pm 17$  ppm; CT =  $137 \pm 17$  ppm;  $p < 0,001$ ) (Figura 34). El resto de variables fisiológicas no arrojaron resultados significativos ni para la condición ni para la interacción entre condición y punto temporal (Figura 34):

- $La^-$ : condición,  $p = 0,547$ ; interacción,  $p = 0,367$
- $SmO_2$ : condición,  $p = 0,113$ ; interacción,  $p = 0,387$
- tHb: condición,  $p = 0,549$ ; interacción,  $p = 0,184$
- $O_2Hb$ : condición,  $p = 0,129$ ; interacción,  $p = 0,614$
- HHb: condición,  $p = 0,134$ ; interacción,  $p = 0,474$



**Figura 34.** Valores de las diferentes variables fisiológicas (A, lactato; B, frecuencia cardiaca; C, SmO<sub>2</sub>; D, tHb; E, O<sub>2</sub>Hb; F, HHb) medidas en diferentes momentos (1, reposo; 2, al final del calentamiento; 3, tras la prueba de capacidad para realizar esprints repetidos; 4, antes de la prueba de *Wingate*; 5, tras la prueba de *Wingate*) durante ambas sesiones. SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; tHb, hemoglobina total; O<sub>2</sub>Hb, oxihemoglobina; HHb, desoxihemoglobina.

Las diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones en un mismo momento se denotan con el símbolo \*\*\* ( $p < 0,001$ ).

Asimismo, en cada una de las apneas, las variables fisiológicas medidas evolucionaron acorde a los datos que se muestran en la Tabla 16.

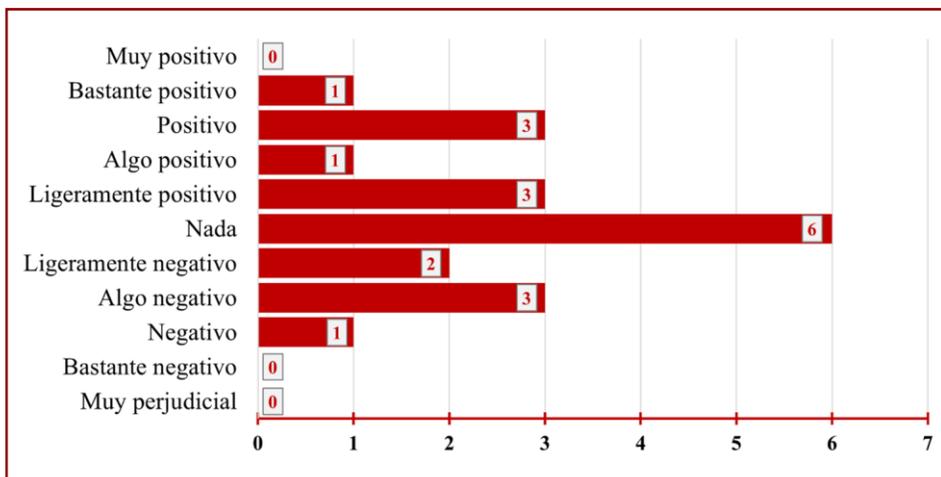
**Tabla 16.** Valores de las variables fisiológicas medidas en el momento en el que se contenía a respiración (inicio) y al final de cada una de las cinco apneas. Los datos finales de todas las variables se corresponden con el momento exacto en el que las apneas concluían, salvo los de SpO<sub>2</sub>, que hacen referencia al nadir, alcanzado con unos segundos de desfase.

		BH1	BH2	BH3	BH4	BH5	BH6	BH7
FC (ppm)	Inicio	124 ± 14	123 ± 14	123 ± 17	124 ± 14	124 ± 14	142 ± 11	140 ± 11
	Fin	108 ± 17	104 ± 17	105 ± 14	105 ± 17	108 ± 15	134 ± 13	130 ± 16
SpO <sub>2</sub> (%)	Inicio	98,6 ± 1,4	98,6 ± 1,2	98,3 ± 1,0	97,9 ± 1,7	98,2 ± 1,3	96,6 ± 1,0	96,6 ± 1,5
	Fin	97,0 ± 3,3	97,4 ± 2,2	97,1 ± 2,8	95,3 ± 5,1	95,8 ± 3,2	95,4 ± 2,6	92,8 ± 8,5
SmO <sub>2</sub> (%)	Inicio	67,8 ± 4,5	69,1 ± 4,1	67,7 ± 7,0	70,2 ± 4,7	71,1 ± 4,7	74,1 ± 5,3	73,7 ± 5,4
	Fin	66,6 ± 5,6	67,6 ± 5,4	68,5 ± 5,1	68,6 ± 5,7	69,8 ± 5,3	74,0 ± 5,4	72,8 ± 6,7
[tHb] (g/dl)	Inicio	13,3 ± 1,0	13,4 ± 1,0	13,4 ± 1,1	13,4 ± 1,1	13,4 ± 1,1	13,5 ± 1,2	13,5 ± 1,2
	Fin	13,3 ± 1,0	13,3 ± 1,0	13,4 ± 1,1	13,4 ± 1,1	13,4 ± 1,1	13,5 ± 1,2	13,5 ± 1,2
[O <sub>2</sub> Hb] (g/dl)	Inicio	9,0 ± 1,0	9,2 ± 1,0	9,4 ± 1,0	9,4 ± 1,1	9,6 ± 1,2	10,0 ± 1,2	9,9 ± 1,2
	Fin	8,9 ± 1,1	9,0 ± 1,1	9,2 ± 1,1	9,2 ± 1,2	9,4 ± 1,2	10,0 ± 1,2	9,8 ± 1,3
[HHb] (g/dl)	Inicio	4,3 ± 0,6	4,1 ± 0,6	4,1 ± 0,6	4,0 ± 0,7	3,9 ± 0,6	3,5 ± 0,7	3,5 ± 0,7
	Fin	4,4 ± 0,8	4,3 ± 0,7	4,2 ± 0,7	4,2 ± 0,8	4,1 ± 0,7	3,5 ± 0,7	3,7 ± 0,8

Los datos se muestran como media aritmética ± desviación típica.  
 BH, apnea; FC, frecuencia cardíaca; SpO<sub>2</sub>, saturación periférica de oxígeno; SmO<sub>2</sub>, saturación muscular de oxígeno; [tHb], hemoglobina total; [O<sub>2</sub>Hb], oxihemoglobina; [HHb], desoxihemoglobina.

La realización de apneas durante el calentamiento aumentó la RPE al final del mismo (BH =  $2,8 \pm 1,2$ ; CT =  $1,9 \pm 0,9$ ;  $p = 0,002$ ; TE = 0,824). Sin embargo, no existieron diferencias tras la prueba de *Wingate* (BH =  $9,5 \pm 0,7$ ; CT =  $9,4 \pm 0,9$ ;  $p = 1,000$ ).

Finalmente, referente a la percepción subjetiva de cada uno de los 20 participantes sobre el posible impacto que había tenido realizar apneas en el rendimiento posterior, se muestran las respuestas proporcionadas en la Figura 35.



**Figura 35.** Valoración subjetiva sobre la percepción personal del impacto que había tenido la realización de apneas durante el calentamiento en el rendimiento deportivo.

## 4. Discusión

Este estudio pretendía examinar si la realización de apneas máximas, realizadas de forma dinámica mientras se pedalea durante el calentamiento, podía proporcionar mejoras de rendimiento en esfuerzos cortos y a máxima intensidad en ciclistas profesionales que competían en pruebas consideradas de velocidad. Una de sus fortalezas reside en las características de la muestra, formada por ciclistas profesionales masculinos y femeninas. Debido a la igualdad existente en estos niveles y al escaso margen por el que se deciden las competiciones de velocidad, cualquier pequeña mejora podría ser gran interés.

Pese a que los efectos agudos de la apnea están bien documentados en buceadores, no nos constan estudios previos que hayan evaluado su aplicación, realizada de forma dinámica durante el calentamiento, sobre el rendimiento de los sprints. Solamente conocemos cuatro estudios que hayan valorado el rendimiento, tras la realización de apneas en reposo previas al ejercicio, en deportistas que no fueran buceadores. En tres de estos estudios, los esfuerzos evaluados –en pruebas de ciclismo o de natación– oscilaron entre 4 min y 6 min, sin producirse ningún beneficio adicional [121,193,194]. En el cuarto estudio, el esfuerzo se prolongó entre 39 s y 53 s en una prueba  $T_{LIM}$  de ciclismo al 150% de la PAM, mejorando el rendimiento un 11,3% tras la realización de cinco apneas con inmersión facial [192]. Sin embargo, la aplicación práctica de la inmersión facial no parece viable en un contexto competitivo real. Asimismo, los participantes eran deportistas recreativos, cuyo nivel físico estaba lejos del que cabría esperar en profesionales. Debido a que en estos niveles es mucho más sencillo aumentar el rendimiento tras una intervención, sus resultados no pueden ser extrapolables a los deportistas profesionales. Además, incluso en la realización de apneas, la respuesta de un

deportista de élite puede diferir a la de alguien de menor condición, pues sus sistemas fisiológicos están altamente optimizados [121]. Por ello, nuestros ciclistas eran profesionales, pues se pretendía comprobar si se podían obtener “ganancias marginales” para mejorar el rendimiento a este nivel.

El principal hallazgo fue que, aunque no se produjeron diferencias para el  $P_{MAX}$  entre ambas condiciones, la  $P_{MED}$  fue 34 W superior  $-0,45 \text{ W/kg}$  tras la realización de apneas. Sin embargo, la prueba de *Wingate* no arrojó diferencias de rendimiento. Además, como se esperaba, la potencia –pico y promedio– disminuyó progresivamente con el número de esprints durante la prueba de RSA, produciéndose diferencias significativas respecto al primer esprint a partir del tercer esfuerzo. Asimismo, las apneas también tuvieron un efecto sobre la FC y la RPE al final del calentamiento, reduciendo 14 ppm y aumentando ligeramente la sensación de esfuerzo.

En cualquier caso, pese a la ausencia de diferencias estadísticamente significativas del  $P_{MAX}$  en la prueba de RSA y en el rendimiento en la prueba de *Wingate*, podría ser interesante realizar algunas apreciaciones adicionales que se pueden extraer, especialmente considerando el hecho de ser ciclistas profesionales, su supuesta capacidad para reproducir esfuerzos y que una mínima mejora podría ser relevante en competición:

- En la prueba de RSA (Figura 30), el valor más alto de  $P_{MAX}$  se obtuvo en el primer esprint en la condición CT ( $1511 \pm 357 \text{ W}$ ) y, a partir de entonces, fue disminuyendo progresivamente (-13% en el último, 1315 W). Sin embargo, en la condición BH, pese a que el primer esprint fue 9 W inferior que en la condición CT, en el segundo esprint no solamente no se produjeron pérdidas respecto al primer esprint, sino que fue 1 W más alto,

(1502 W el primero y 1503 W el segundo) superando en 10 W lo producido en la condición CT. La disminución se produjo a partir del tercer esprint, siendo de un 10,2% en el quinto (1349 W) respecto al primero. En los esprints tercero, cuarto y quinto, el  $P_{MAX}$  tras las apneas fue 31 W, 46 W y 34 W  $-0,40$  W/kg,  $0,57$  W/kg y  $0,36$  W/kg— superior (no significativo). Por lo tanto, parece que la fatiga asociada a la sucesión de esfuerzos se retrasó ligeramente en la condición BH. Esto podría ser especialmente relevante en pruebas como el BMX *racing*, pues en cada carrera, llegar más rápido a la primera curva supone cierta ventaja [42] y, con la sucesión de eliminatorias, la recuperación de la fatiga previa se hace esencial.

- En la prueba de *Wingate*, el  $P_{MAX}$  y la  $P_{MED}$  tras realizar apneas fue un promedio de 22 W ( $0,2$  W/kg) y 10 W ( $0,1$  W/kg) mayor, respectivamente. Una diferencia de 10 W en el promedio de 30 s podría reflejar una “ganancia marginal” capaz de marcar la diferencia entre ganar o perder una medalla en ciclistas profesionales. Sin embargo, en el análisis de los datos individuales (Figuras 31 y 32) se pudo observar que, mientras que solamente ocho de los ciclistas mejoraron su rendimiento  $-P_{MAX}$  y  $P_{MED}-$  en la prueba de *Wingate*, siete lo empeoraron. De los restantes cinco, tres mejoraron el  $P_{MAX}$  disminuyendo la  $P_{MED}$  y los otros dos empeoraron el  $P_{MAX}$ , aumentando la  $P_{MED}$ . Por lo tanto, existió una gran variedad individual en la respuesta a la apnea en el rendimiento.
- Relativo al número de apneas, las cinco previas a la prueba de RSA tuvieron una repercusión positiva en el rendimiento. Sin embargo, las dos apneas adicionales entre las pruebas de RSA y de *Wingate* no arrojaron el efecto deseado. Ello puede sugerir que dos apneas entre esfuerzos son insuficientes para mantener la respuesta fisiológica inicial que, como ya se ha indicado, se va perdiendo con los minutos. No obstante, también podría deberse a la corta duración que tuvieron, como se argumentará a continuación.

Durante las cinco apneas del calentamiento, los participantes fueron capaces de contener la respiración un promedio de entre 21 s –primera apnea, la más corta– y 24 s –cuarta apnea, la más larga–, sin diferencias estadísticas en la duración de las cinco (Figura 33). Posteriormente, el tiempo se redujo a 14 s en la primera de las dos apneas adicionales realizadas durante el periodo de 8 min, siendo la última de 17 s. Pese a tratarse de apneas máximas, su duración fue inferior a la observada en un estudio previo [121]. Además, aunque se esperaba que cada una fuera más larga que la anterior en el calentamiento [223], la incapacidad para incrementar el tiempo que se estaba sin respirar podría indicar una escasa respuesta fisiológica. De hecho, de las tres fases en las que se puede dividir una apnea en reposo –fase fácil, que se puede subdividir en una fase inicial y una fase de estado estable, y fase de lucha– el estado estable desaparece en las apneas dinámicas, alcanzando mucho antes el punto de ruptura fisiológico, que da inicio a la fase de lucha [208]. Ello implica el desarrollo, con mayor rapidez, de hipoxia e hipercapnia [220].

La habilidad psicológica para soportar las sensaciones desagradables producidas por el aumento de CO<sub>2</sub> en el organismo, que es el principal desencadenante para retomar la respiración, determina la duración de la apnea [205]. El aumento de CO<sub>2</sub> estimula los quimiorreceptores carotideos, provocando sensación de asfixia y reduciendo el tiempo que las personas sin experiencia son capaces de estar sin respirar, en comparación con personas experimentadas [215]. Además, al realizar las apneas de forma dinámica durante el pedaleo, se incrementó la producción de CO<sub>2</sub>, por lo que es probable que los participantes retomaran el flujo de aire mucho antes de agotar las reservas de O<sub>2</sub>. Por lo tanto, la corta duración de las apneas en nuestros participantes apunta a ser una de las razones principales para los escasos cambios fisiológicos que se produjeron en la condición BH y, consecuentemente, a que las mejoras de rendimiento hayan sido menores a las esperadas, al no haber cambios en el P<sub>MAX</sub>.

El dato que mejor sustenta esta hipótesis que se ha planteado sobre la corta duración y escasa respuesta fisiológica es la evolución de la SpO<sub>2</sub> en cada una de las apneas. El punto de ruptura, a partir del cual se produce una caída considerable de la SpO<sub>2</sub>, se suele dar en torno a valores del 95% en las apneas en reposo [208], situación que se suele alcanzar en unos 30 segundos en las apneas dinámicas [208]. Estas duraciones no se alcanzaron por, prácticamente, ninguno de nuestros participantes (Figura 33), mientras que la única apnea en la que la SpO<sub>2</sub> disminuyó por debajo del 95% fue la última antes de la prueba de *Wingate* (Tabla 16). Consecuentemente, la mayor parte de nuestros participantes no alcanzaron la fase de lucha, lo que podría explicar la escasa respuesta obtenida y presencia de cambios fisiológicos [199].

Respecto a los datos FC evaluadas a lo largo de las sesiones, en cada una de las apneas se produjo una disminución del pulso (Tabla 16) que supuso una reducción del ritmo cardiaco de 14 ppm al finalizar el calentamiento (Figura 34). La bradicardia es una de las respuestas fisiológicas de la apnea en reposo [217]. Sin embargo, en apneas dinámicas máximas realizadas por buceadores, tras un aumento inicial de la FC, la disminución se produce al entrar en la fase de lucha [208]. Esto parece contradictorio con los argumentos expuestos anteriormente a partir de la duración de las apneas y de la SpO<sub>2</sub>, pues nos indicaban que muy pocos ciclistas habían superado el punto de ruptura fisiológico para alcanzar la fase de lucha. Sin embargo, hay que considerar dos aspectos: en primer lugar, los expertos en buceo pueden experimentar una respuesta fisiológica diferente ante la apnea en comparación con personas sin experiencia en contener la respiración; en segundo lugar, la reducción de la FC observada en buceadores durante la fase de lucha [208] fue mayor que la observada en nuestro estudio. Por todo ello, nos reafirmamos en la sentencia sobre que fueron pocos los ciclistas que alcanzaron la fase de lucha.

En el caso del  $\text{La}^-$ , los aumentos de  $\text{CO}_2$  como consecuencia de interrumpir la respiración se han asociado con descensos de pH, acidosis sanguínea e incrementos de  $\text{La}^-$  en triatletas sin experiencia en realizar apneas [196]. Estos cambios también se han observado con anterioridad tras contener la respiración durante 40 s mientras se pedaleaba [226]. Sin embargo, en nuestro caso no hubo diferencias en los niveles de  $\text{La}^-$  tras las apneas (Figura 34), lo que nos sugiere que la hipercapnia no fue demasiado acentuada. Esto nos conduce, nuevamente, a lo afirmado con anterioridad sobre la corta duración de las apneas en personas no familiarizadas con la sensación de asfixia provocada por el  $\text{CO}_2$  [215]. Asimismo, continuando con el  $\text{La}^-$ , aunque no fue estadísticamente significativo, también creemos interesante resaltar el hecho que fue 1,1 mmol/l inferior en la condición BH tras la prueba de *Wingate*, pese a producirse un promedio de 10 W más. Esta situación estuvo en consonancia con los hallazgos de un estudio previo con nadadores en una prueba de 400 m [193]. Como la acumulación de  $\text{La}^-$  se produce cuando el aporte de  $\text{O}_2$  es insuficiente para satisfacer las demandas del ejercicio [222], los valores inferiores podrían sugerir una mayor contribución del metabolismo oxidativo a la producción de energía cuando se realizaron apneas.

Referente a la posible contracción esplénica, como no se pudo medir, no podemos afirmar si se produjo o no, y, en caso de producirse, si fue inducida por las apneas [194,211] o consecuencia del propio ejercicio [332]. En cualquier caso, la contracción del bazo expulsa eritrocitos al sistema circulatorio, elevando temporalmente la [Hb] [121,211,250,251]. En nuestro caso, los datos de [Hb] se obtuvieron mediante un dispositivo NIRS en el recto femoral que, aunque no aporta el valor real de [Hb] en sangre [331], es capaz de detectar variaciones durante el ejercicio basadas en el balance entre el aporte y la utilización de  $\text{O}_2$  [272]. Por lo tanto, se podían identificar los posibles cambios en la [Hb]. Sin embargo, no hubo diferencias entre las condiciones a lo largo de ambas sesiones

(Figura 34). De hecho, lo más remarcable fue que mientras se contenía la respiración, la misma cantidad que aumentaba la [HHb] disminuía la [O<sub>2</sub>Hb], permaneciendo constante la [tHb] (Tabla 16). Aunque esto es acorde con los resultados de estudios previos que tampoco hallaron cambios de [Hb] [193,194], diferentes estudios sí que han reportado aumentos [121,211,212,250]. En cualquier caso, cuando se produjeron estos aumentos, fueron mayores en personas experimentadas en contener la respiración en comparación con aquellos sin experiencia previa [250]. Ello nos vuelve a sugerir que, debido a la falta de familiarización con los aumentos de CO<sub>2</sub>, las apneas podrían haber sido más largas para generar una respuesta aún mayor.

Finalmente, como se ha indicado con anterioridad, la realización de apneas aumentó la RPE al final del calentamiento un promedio de 0,9 puntos –de 1,9 en la condición CT a 2,8 en la condición BH–. Sin embargo, no hubo diferencias tras la prueba de *Wingate*, con valores máximos una gran mayoría de los participantes –9,5 en la condición BH y 9,4 en la condición CT–, como era de esperar en este tipo de esfuerzos. En cualquier caso, los valores proporcionados al final del calentamiento indican que tampoco supuso un gran esfuerzo el incluir apneas y, probablemente, ese incremento observado tenga más que ver con aspectos psicológicos que los propiamente relacionados con el esfuerzo físico. No obstante, pese a esta sensación de mayor esfuerzo, ocho de los participantes percibieron que la realización de apneas les había ayudado en su rendimiento posterior durante las pruebas RSA y *Wingate*. Por el contrario, seis de los participantes consideraron perjudicial la realización de apneas previas, mientras que los restantes seis valoraron que no tuvo ninguna incidencia (Figura 35). Estos datos no los esperábamos, pues ante la falta de familiarización con la sensación de asfixia, pensábamos que la percepción iba a ser más negativa. Por ello, es posible que, tras una familiarización con las apneas, un mayor porcentaje las perciba de forma más

positiva, por lo que la combinación de los efectos fisiológicos ante las apneas y de los aspectos psicológicos podrían tener una influencia tangible en el rendimiento.

Sustentándose en los aspectos psicológicos, otros autores han sugerido que realizar una única apnea estática sería la mejor opción para tratar de mejorar el rendimiento deportivo [121]. No obstante, como hemos argumentado, tampoco parece que el protocolo implementado haya tenido una incidencia psicológica demasiado negativa, pues los aumentos de RPE fueron pequeños y solamente un 30% percibieron las apneas de forma negativa. Referente al número de apneas, aunque una sola ya provoca contracción del bazo [252], la repetición de 3-4 apneas de forma sucesiva maximiza su respuesta [191,194,211]. En cuanto al tipo de apneas, realizarlas de forma dinámica provoca una acumulación más rápida de CO<sub>2</sub>, lo que podría ser contraproducente al considerar los aspectos psicológicos. Sin embargo, se ha demostrado que la combinación de apneas dinámicas durante el calentamiento causa mayores aumentos de [Hb] en comparación con un calentamiento convencional [121], por lo que una familiarización previa reduciría los posibles efectos adversos en términos psicológicos. Además, aunque las apneas estáticas muestran una mayor respuesta y, consecuentemente, ofrecen un mayor potencial para mejorar el rendimiento [121], su integración en un contexto real previo a una competición no parece viable:

- Realizarlas antes del calentamiento no tendría sentido, pues sus efectos sobre los eritrocitos y la [Hb] se disipan pasados unos minutos [211,252].
- Realizarlas tras el calentamiento tampoco sería positivo, pues los beneficios asociados al mismo se verían reducidos.

Finalmente, las apneas con inmersión facial, cuyos beneficios han sido demostrados en un contexto de laboratorio [192], también parecen inviables en el contexto real de la mayor parte de deportes.

Por estas razones, y siempre en la búsqueda de una aplicación práctica en un contexto real, hemos considerado como el protocolo más apropiado la ejecución de apneas repetidas realizadas de forma dinámica. No obstante, la falta de familiarización previa con la sensación de asfixia ha sido un hándicap, pues la corta duración de las apneas puede haber sido una limitación para promover una mayor respuesta fisiológica y alcanzar mejoras de rendimiento aún más grandes. Sin embargo, la familiarización con las sensaciones que se tienen durante las apneas induce un aumento de entre un 28% y un 53% del tiempo que se es capaz de estar sin respirar [196,212,252] al mejorar la tolerancia a la hipoxia y la hipercapnia [212]. Por ello, sería interesante que futuros estudios exploren este protocolo tras una familiarización previa, pues podría ser óptimo para maximizar la respuesta y minimizar los aspectos psicológicos adversos. Consecuentemente, podría tener una incidencia aún más positiva en la búsqueda de esas “ganancias marginales” para la mejora del rendimiento deportivo.

Entre las principales limitaciones del estudio, se destacan la imposibilidad de tomar muestras de sangre para determinar la [Hb] real o el recuento de glóbulos rojos, así como la de medir el tamaño del bazo para poder cuantificar su posible contracción. Esto nos habría proporcionado información más precisa sobre las respuestas fisiológicas que la apnea ha desencadenado en el organismo.

## 5. Conclusiones

En ciclistas profesionales sin experiencia previa en contener la respiración, la realización de cinco apneas máximas mientras se pedalea durante el calentamiento previo a una prueba de RSA mejoró la  $P_{MED}$  en todos los esprints, mientras que no se produjeron diferencias significativas entre condiciones en el  $P_{MAX}$ . Posteriormente, incluir dos apneas adicionales en un periodo de 8 min entre la prueba de RSA y una prueba de *Wingate* no arrojó diferencias. En cualquier caso, todas las apneas fueron de una duración escasa y apenas provocaron cambios en los parámetros fisiológicos medidos. Ello podría deberse a la falta de experiencia en contener la respiración de los participantes, pues la acumulación de  $CO_2$  causa sensación de asfixia ante la que, si no se está familiarizado, se retoma la respiración mucho antes de agotar las reservas de  $O_2$ . No obstante, las adaptaciones fisiológicas descritas en buceadores experimentados apuntan a que realizar apneas puede tener potencial para mejorar el rendimiento deportivo durante los minutos inmediatos. Por ello, pese a lo prometedor de los resultados obtenidos, sería interesante seguir investigando aplicando la misma metodología tras realizar un programa de familiarización con la contención de la respiración durante varias semanas, pues ha mostrado su efectividad para aumentar la duración de las apneas y provocar una mayor respuesta fisiológica.

## 6. Aplicaciones prácticas

En las pruebas consideradas de velocidad, en las que las diferencias son mínimas, especialmente en deportistas profesionales, cualquier mínima mejora, por pequeña que sea, puede ser determinante. Este sería el caso del BMX *racing* o las pruebas de velocidad de ciclismo en pista, en las que ganar una fracción de segundo puede ser crucial. Por ello, si la realización de apneas puede mejorar la tolerancia a la acidosis, la capacidad tamponadora o el aporte de O<sub>2</sub> a los tejidos, su aplicación en competición podría aportar una pequeña mejora, pero de gran importancia, pues podría suponer una gran diferencia en el resultado. Consecuentemente, las posibles “ganancias marginales” obtenidas con las apneas podrían marcar la diferencia entre ganar o no una medalla olímpica, por poner un ejemplo.

Nuestros resultados han sido esperanzadores, pues la mejora observada en la P<sub>MED</sub> en la prueba de RSA parece indicar que el uso de apneas ha contribuido a un aumento del rendimiento. En cualquier caso, también consideramos que podrían ser aún más efectivos tras un periodo de familiarización con la sensación experimentada durante las apneas. Por ello, sería interesante continuar investigando para comprobar esta hipótesis. No obstante, ante los resultados obtenidos, recomendaríamos el uso de apneas durante el calentamiento previo a pruebas de velocidad, aunque no con carácter general. En primer lugar, se debería valorar de forma individual y antes de utilizarla en competición si su aplicación resulta satisfactoria, pues la variabilidad interindividual ha mostrado que, en algunos ciclistas, se ha producido pérdida de rendimiento.



# 6

## Conclusiones generales

En ciclistas profesionales sin experiencia previa en contener la respiración, la realización de cinco apneas repetidas, de forma dinámica mientras se pedaleaba durante el calentamiento, aportó mejoras de rendimiento en esfuerzos sucesivos de carácter anaeróbico, en los que la capacidad de recuperación entre esprints es vital para minimizar las pérdidas de rendimiento que se dan con la fatiga acumulada. Concretamente, mejoró la  $P_{MED}$  en todos los esprints de una prueba RSA, mientras que, para el  $P_{MAX}$ , aunque las diferencias entre condiciones no fueron estadísticamente significativas, en la práctica fue más alto en todos los esprints, con un descenso menos acusado a lo largo de la prueba. Posteriormente, tras un periodo de 8 min pedaleando a baja intensidad, en el que se realizaron dos apneas adicionales, no se produjeron diferencias de rendimiento en una prueba de *Wingate*. Ello podría denotar que esas dos apneas adicionales no fueron suficientes para mantener las posibles adaptaciones agudas inducidas por las apneas repetidas del calentamiento. Por otro lado, en pruebas de marcado carácter aeróbico no se produjeron diferencias de rendimiento estadísticamente significativas. Es más, la

duración que se pudo mantener una prueba de  $T_{LIM}$  a intensidad de PAM disminuyó ligeramente tras la realización de apneas en el calentamiento. Por lo tanto, al menos en este tipo de participantes, parece que combinar apneas y calentamiento favorece el rendimiento en pruebas que generan una alta acidosis y la capacidad tamponadora es un factor determinante. Teniendo en consideración las pequeñas diferencias de rendimiento que suele haber en competición en estos deportistas, implementar apneas dentro de la rutina de calentamiento pre-competición en disciplinas olímpicas como el BMX *racing* puede aportar una mínima ganancia en el tiempo empleado en carrera. Sin embargo, esa pequeña mejora puede ser la diferencia entre lograr o no una medalla olímpica.

En cualquier caso, debido a la falta de familiarización con lo que se experimenta al contener la respiración, fundamentalmente la sensación de asfixia por el aumento del  $CO_2$ , la duración de las apneas fue demasiado corta. Ello, aparentemente, fue un limitante para generar una elevada respuesta de buceo y contracción del bazo, lo que podría explicar la ausencia de incrementos en la producción de potencia, tanto en la prueba de *Wingate* como en la prueba  $T_{LIM}$ . Las variables fisiológicas que se pudieron medir parecen apoyar esta hipótesis, pues solamente la FC se vio reducida al final del calentamiento en ambos estudios, sin observarse grandes disminuciones en la  $SpO_2$  ni incrementos en la [Hb]. No obstante, un  $La^-$  reducido en 1 mmol/l tras las pruebas físicas –significativo solamente en el estudio con ciclistas de resistencia– podría revelar pequeñas mejoras en la capacidad tamponadora o en el metabolismo aeróbico.

En cuanto al uso de un dispositivo NIRS como herramienta para monitorizar la [Hb], los valores que aporta en reposo no se pueden tomar como referencia para valorar el nivel real en sangre y compararlos con valores normativos. No obstante, es una herramienta interesante que permite monitorizar los cambios de [Hb] a lo

largo del tiempo sin necesidad de recurrir a una analítica. Por ello, en el proceso de evaluación y control del entrenamiento, la monitorización de la [Hb] utilizando un dispositivo NIRS, siempre que se realice de forma consistente y reproducible, puede aportar información útil. Asimismo, su uso para determinar zonas de intensidad, especialmente el cambio entre los dominios pesado y severo, puede ser muy interesante en ciclistas profesionales. Los métodos tradicionales en los que se mide el  $\text{VO}_2$  no se suelen utilizar fuera de un contexto de laboratorio, y menos aún en la práctica real de los ciclistas profesionales. Más habitual es el uso de técnicas como medir  $\text{La}^-$ , pero no se puede obviar que es un método invasivo y que las tiras reactivas tienen cierto coste económico, así como que se precisa la presencia del entrenador para tomar las muestras sanguíneas. Este es el principal hándicap, pues en el ciclismo profesional, los entrenadores no suelen estar con los deportistas durante sus entrenos y, en muchos casos, puede que vivan en otros países. Por todo ello, los dispositivos NIRS pueden ser una herramienta interesante para este tipo de deportistas. En cualquier caso, hay que considerar ciertas limitaciones, como que el grosor del pliegue cutáneo puede interferir en la medida. Por ello, antes de aventurarnos a recomendar su uso para todos los ciclistas profesionales, conviene probarlo individualmente y valorar si los datos que proporciona son acordes a los que se obtienen mediante otras técnicas contrastadas y utilizadas habitualmente en el proceso de evaluación y control del rendimiento.



# 7

## Futuras líneas de investigación

Los resultados obtenidos en la prueba RSA, pese a la corta duración de las apneas, unidos a las adaptaciones que se ha comprobado que ocurren tras un programa de entrenamiento en apnea, proporcionan un escenario interesante para seguir investigando en el futuro. Por ello, sería interesante reproducir los dos estudios relacionados con el uso de apnea tras realizar unas semanas de entrenamiento para familiarizarse con las sensaciones que se experimentan al contener la respiración. Asimismo, no se puede obviar que nos estamos ciñendo a condiciones de laboratorio, mientras que el verdadero rendimiento para estos ciclistas se da en un circuito o pista. Por ejemplo, en pilotos de BMX  *racing*, posiblemente no serviría de nada mejorar los valores de potencia si otros aspectos como la habilidad técnica, el tiempo de reacción o la capacidad de atención se ven perjudicados. Por ello, no solamente sería interesante evaluar en condiciones de laboratorio, sino también en un contexto real de competición, simulando los aspectos técnicos de una carrera. En cualquier caso, hay que ser realistas, pues no es nada sencillo acceder a una muestra de deportistas profesionales, como la que hemos podido

tener, para realizar una intervención a largo plazo. Por ello, quizás habría que empezar por ciclistas de menor nivel y, en caso de resultados interesantes, tratar de ponerlos en práctica con ciclistas de mayor nivel. Además, en nuestro caso nos hemos focalizado en ciclistas, pero la misma metodología podría ser extensible a diferentes deportes de duraciones similares.

En cuanto al uso del dispositivo NIRS para determinar la intensidad del  $LT_2$ , volviendo al concepto de aplicación práctica en un contexto real, es interesante, pero podría ser mejorable. Recientemente, los conceptos de durabilidad y sostenibilidad están adquiriendo gran trascendencia en el ciclismo en carretera, pues lo realmente relevante en competición no es la intensidad a la que se ubica un determinado hito mecánico o fisiológico –llámese  $LT_2$ , UPF, CP, MLSS...–, sino el rendimiento que se es capaz de dar tras una fatiga considerable. La intensidad a la que se dan estos hitos no es fija y desciende con la fatiga. Por lo tanto, lo realmente interesante sería medirlos en diferentes condiciones de cansancio. En este caso, sería interesante valorar si la  $SmO_2$ , que se puede monitorizar a lo largo de toda una sesión de entrenamiento, se adapta al agotamiento modificando la intensidad a la que se da el punto de ruptura en función de la fatiga acumulada. En tal caso, sería una herramienta de gran utilidad, pues en todo momento nos daría información instantánea de si se está entrando al dominio severo.

# Referencias

- [1] Union Cycliste Internationale. Regulations. Regulations 2023.  
<https://www.uci.org/regulations/3MyLDDrwJCJJ0BGGOFzOat>.
- [2] Craig NP, Norton KI. Characteristics of track cycling. *Sports Med* 2001;31:457–68.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00001>.
- [3] Jeukendrup AE, Craig NP, Hawley JA. The Bioenergetics of World Class Cycling. *J Sci Med Sport* 2000;3:414–33.  
[https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(00\)80008-0](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(00)80008-0).
- [4] Leo P, Spragg J, Podlogar T, Lawley JS, Mujika I. Power profiling and the power-duration relationship in cycling: a narrative review. *Eur J Appl Physiol* 2022;122:301–16.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-021-04833-y>.
- [5] Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling. Factors affecting performance - Part 2. *Sports Med* 2005;35:313–37.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200535040-00003>.
- [6] Bassett DRJr, Howley ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:70.  
<https://doi.org/10.1097/00005768-200001000-00012>.
- [7] Zabala M, Mateo-March M. Data, science, and ethics around athletes' performance: VO<sub>2</sub>max does not win the Tour de France. *J Sci Cycl* 2015;4:1–2.
- [8] Coyle EF, Coggan AR, Hopper MK, Walters TJ. Determinants of endurance in well-trained cyclists. *J Appl Physiol* 1988;64:2622–30.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.6.2622>.

- [9] Burnley M, Jones AM. Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *Eur J Sport Sci* 2018;18:1–12.  
<https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1249524>.
- [10] Passfield L, Hopker JG, Jobson S, Friel D, Zabala M. Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling. *J Sports Sci* 2017;35:1426–34.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215504>.
- [11] Macdermid PW, Stannard S. Mechanical work and physiological responses to simulated cross country mountain bike racing. *J Sports Sci* 2012;30:1491–501.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2012.711487>.
- [12] Burnley M, Jones AM. Oxygen uptake kinetics as a determinant of sports performance. *Eur J Sport Sci* 2007;7:63–79.  
<https://doi.org/10.1080/17461390701456148>.
- [13] Jones AM, Vanhatalo A. The “Critical Power” Concept: Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise. *Sports Med* 2017;47:65–78.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0688-0>.
- [14] Poole DC, Burnley M, Vanhatalo A, Rossiter HB, Jones AM. Critical Power: An important fatigue threshold in exercise physiology. *Med Sci Sports Exerc* 2016;48:2320–34.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000939>.
- [15] Galán-Rioja MÁ, González-Mohíno F, Poole DC, González-Ravé JM. Relative proximity of critical power and metabolic/ventilatory thresholds: Systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 2020;50:1771–83.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-020-01314-8>.
- [16] Keir DA, Fontana FY, Robertson TC, Murias JM, Paterson DH, Kowalchuk JM, et al. Exercise intensity thresholds: Identifying the boundaries of sustainable performance. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:1932–40.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000613>.
- [17] Poole DC, Rossiter HB, Brooks GA, Gladden LB. The anaerobic threshold: 50+ years of controversy. *J Physiol* 2021;599:737–67.  
<https://doi.org/10.1113/JP279963>.
- [18] Allen H, Coggan A. *Training and Racing with a Power Meter*. 2nd Ed. VeloPress; 2012.

- [19] Iannetta D, Inglis EC, Fullerton C, Passfield L, Murias JM. Metabolic and performance-related consequences of exercising at and slightly above MLSS. *Scand J Med Sci Sports* 2018;28:2481–93.  
<https://doi.org/10.1111/sms.13280>.
- [20] Ferretti G, Fagoni N, Taboni A, Vinetti G, di Prampero PE. A century of exercise physiology: key concepts on coupling respiratory oxygen flow to muscle energy demand during exercise. *Eur J Appl Physiol* 2022;122:1317–65.
- [21] Feldmann A, Erlacher D. Critical oxygenation: Can muscle oxygenation inform us about critical power? *Med Hypotheses* 2021;150:110575.  
<https://doi.org/10.1016/j.mehy.2021.110575>.
- [22] Baumbach P, Schmidt-Winter C, Hofer J, Derlien S, Best N, Herbsleb M, et al. A pilot study on the association of mitochondrial oxygen metabolism and gas exchange during cardiopulmonary exercise testing: Is there a mitochondrial threshold? *Front Med* 2020;7:792.  
<https://doi.org/10.3389/fmed.2020.585462>.
- [23] Hill AV, Lupton H. Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilization of Oxygen. *QJM Int J Med* 1923;os-16:135–71.  
<https://doi.org/10.1093/qjmed/os-16.62.135>.
- [24] di Prampero PE, Ferretti G. Factors limiting maximal oxygen consumption in humans. *Respir Physiol* 1990;80:113–28.  
[https://doi.org/10.1016/0034-5687\(90\)90075-a](https://doi.org/10.1016/0034-5687(90)90075-a).
- [25] Wagner PD. Determinants of Maximal Oxygen Transport and Utilization. *Annu Rev Physiol* 1996;58:21–50.  
<https://doi.org/10.1146/annurev.ph.58.030196.000321>.
- [26] Coakley SL, Passfield L. Cycling performance is superior for time-to-exhaustion versus time-trial in endurance laboratory tests. *J Sports Sci* 2018;36:1228–34.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1368691>.
- [27] Moral-González S, González-Sánchez J, Valenzuela PL, García-Merino S, Barbado C, Lucia A, et al. Time to Exhaustion at the Respiratory Compensation Point in Recreational Cyclists. *Int J Environ Res Public Health* 2020;17:6352.  
<https://doi.org/10.3390/ijerph17176352>.

- [28] Roffey DM, Byrne NM, Hills AP. Effect of stage duration on physiological variables commonly used to determine maximum aerobic performance during cycle ergometry. *J Sports Sci* 2007;25:1325–35.  
<https://doi.org/10.1080/02640410601175428>.
- [29] Faina M, Billat V, Squadrone R, Angelis MD, Koralsztein JP, Monte AD. Anaerobic contribution to the time to exhaustion at the minimal exercise intensity at which maximal oxygen uptake occurs in elite cyclists, kayakists and swimmers. *Eur J Appl Physiol* 1997;76:13–20.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050207>.
- [30] Scheuermann BW, Barstow TJ. O<sub>2</sub> uptake kinetics during exercise at peak O<sub>2</sub> uptake. *J Appl Physiol* 2003;95:2014–22.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00590.2002>.
- [31] Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME. Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:2271–9.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-1848-9>.
- [32] Pallarés JG, Lillo-Bevia JR, Morán-Navarro R, Cerezuela-Espejo V, Mora-Rodriguez R. Time to exhaustion during cycling is not well predicted by critical power calculations. *Appl Physiol Nutr Metab* 2020;45:753–60.  
<https://doi.org/10.1139/apnm-2019-0637>.
- [33] Girard O, Brocherie F, Millet GP. Effects of Altitude/Hypoxia on Single- and Multiple-Sprint Performance: A Comprehensive Review. *Sports Med* 2017;47:1931–49.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0733-z>.
- [34] Daneshfar A, Petersen C, Gahreman D. Determinant physiological factors of simulated BMX race. *Eur J Sport Sci* 2021;21:1699–707.  
<https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1859622>.
- [35] Tomlin DL, Wenger HA. The relationship between aerobic fitness and recovery from high intensity intermittent exercise. *Sports Med Auckl NZ* 2001;31:1–11.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131010-00001>.
- [36] McGawley K, Bishop DJ. Oxygen uptake during repeated-sprint exercise. *J Sci Med Sport* 2015;18:214–8.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.02.002>.

- [37] Medbo JI, Tabata I. Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of exhausting bicycling. *J Appl Physiol* 1993;75:1654–60.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.4.1654>.
- [38] Smith JC, Hill DW. Contribution of energy systems during a Wingate power test. *Br J Sports Med* 1991;25:196–9.  
<https://doi.org/10.1136/bjism.25.4.196>.
- [39] Bartram JC, Thewlis D, Martin DT, Norton KI. Validating an Adjustment to the Intermittent Critical Power Model for Elite Cyclists—Modeling  $W'$  Balance During World Cup Team Pursuit Performances. *Int J Sports Physiol Perform* 2021;17:170–5.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2020-0444>.
- [40] Pugh CF, Beaven CM, Ferguson RA, Driller MW, Palmer CD, Paton CD. Critical Power, Work Capacity, and Recovery Characteristics of Team-Pursuit Cyclists. *Int J Sports Physiol Perform* 2022;17:1606–13.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0478>.
- [41] Chorley A, Bott RP, Marwood S, Lamb KL. Physiological and anthropometric determinants of critical power,  $W'$  and the reconstitution of  $W'$  in trained and untrained male cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2020;120:2349–59.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-020-04459-6>.
- [42] Zabala M, Peinado AB, Calderón FJ, Sampedro J, Castillo MJ, Benito PJ. Bicarbonate ingestion has no ergogenic effect on consecutive all out sprint tests in BMX elite cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:3127–34.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-1938-8>.
- [43] Mateo M, Blasco-Lafarga C, Zabala M. Pedaling Power and Speed Production vs. Technical Factors and Track Difficulty in Bicycle Motocross Cycling. *J Strength Cond Res* 2011;25:3248–56.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f90847>.
- [44] Rylands L, Roberts SJ. Relationship between starting and finishing position in World Cup BMX racing. *Int J Perform Anal Sport* 2014;14:14–23.  
<https://doi.org/10.1080/24748668.2014.11868699>.
- [45] Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling. Physiology and training - Part 1. *Sports Med* 2005;35:285–312.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200535040-00002>.

- [46] Mateo-March M, Erp T van, Muriel X, Valenzuela PL, Zabala M, Lamberts RP, et al. The Record Power Profile in Professional Female Cyclists: Normative Values Obtained From a Large Database. *Int J Sports Physiol Perform* 2022;17:682–6.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0372>.
- [47] Pinot J, Grappe F. The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists. *Int J Sports Med* 2011;32:839–44.  
<https://doi.org/10.1055/s-0031-1279773>.
- [48] Valenzuela PL, Muriel X, Erp T van, Mateo-March M, Gandia-Soriano A, Zabala M, et al. The Record Power Profile of Male Professional Cyclists: Normative Values Obtained From a Large Database. *Int J Sports Physiol Perform* 2022;17:701–10.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0263>.
- [49] Mateo-March M, Valenzuela PL, Muriel X, Gandia-Soriano A, Zabala M, Lucia A, et al. The Record Power Profile of Male Professional Cyclists: Fatigue Matters. *Int J Sports Physiol Perform* 2022;17:926–31.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0403>.
- [50] Brock K, Antonellis P, Black MI, DiMenna FJ, Vanhatalo A, Jones AM, et al. Improvement of Oxygen-Uptake Kinetics and Cycling Performance With Combined Prior Exercise and Fast Start. *Int J Sports Physiol Perform* 2018;13:305–12.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0557>.
- [51] Novak AR, Dascombe BJ. Physiological and performance characteristics of road, mountain bike and BMX cyclists. *J Sci Cycl* 2014;3:9–16.
- [52] Lee H, Martin DT, Anson JM, Grundy D, Hahn AG. Physiological characteristics of successful mountain bikers and professional road cyclists. *J Sports Sci* 2002;20:1001–8.  
<https://doi.org/10.1080/026404102321011760>.
- [53] Næss S, Sollie O, Gløersen ØN, Losnegard T. Exercise intensity and pacing pattern during a cross-country Olympic mountain bike race. *Front Physiol* 2021;12:1105.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2021.702415>.
- [54] Hays A, Devys S, Bertin D, Marquet L, Brisswalter J. Understanding the physiological requirements of the mountain bike cross-country Olympic race format. *Front Physiol* 2018;9:1062.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01062>.

- [55] Bossi AH, O'Grady C, Ebreo R, Passfield L, Hopker JG. Pacing Strategy and Tactical Positioning During Cyclo-Cross Races. *Int J Sports Physiol Perform* n.d.;13:452–8.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0183>.
- [56] Warren B, Spaniol F, Bonnette R. The effects of an Elevation Training Mask on VO<sub>2</sub>max of male reserve officers training corps cadets. *Int J Exerc Sci* 2017;10:37–43.
- [57] Wilkerson DP, Rittweger J, Berger NJA, Naish PF, Jones AM. Influence of recombinant human erythropoietin treatment on pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics during exercise in humans. *J Physiol* 2005;568:639–52.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.089920>.
- [58] Wilkerson DP, Berger NJA, Jones AM. Influence of hyperoxia on pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics following the onset of exercise in humans. *Respir Physiol Neurobiol* 2006;153:92–106.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2005.09.006>.
- [59] Berger NJA, Campbell IT, Wilkerson DP, Jones AM. Influence of acute plasma volume expansion on VO<sub>2</sub> kinetics,  $\dot{V}O_{2peak}$ , and performance during high-intensity cycle exercise. *J Appl Physiol* 2006;101:707–14.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00154.2006>.
- [60] Burnley M, Roberts CL, Thatcher R, Doust JH, Jones AM. Influence of blood donation on O<sub>2</sub> uptake on-kinetics, peak O<sub>2</sub> uptake and time to exhaustion during severe-intensity cycle exercise in humans. *Exp Physiol* 2006;91:499–509.  
<https://doi.org/10.1113/expphysiol.2005.032805>.
- [61] Hamlin MJ, Marshall HC, Hellemans J, Ainslie PN, Anglem N. Effect of intermittent hypoxic training on 20 km time trial and 30 s anaerobic performance. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20:651–61.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00946.x>.
- [62] McLean BD, Gore CJ, Kemp J. Application of “live low-train high” for enhancing normoxic exercise performance in team sport athletes. *Sports Med* 2014;44:1275–87.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-014-0204-8>.
- [63] Ofner M, Wonisch M, Frei M, Tschakert G, Domej W, Kröpfl JM, et al. Influence of acute normobaric hypoxia on physiological variables and lactate turn point determination in trained men. *J Sports Sci Med* 2014;13:774–81.

- [64] Roels B, Millet GP, Marcoux CJL, Coste O, Bentley DJ, Candau RB. Effects of hypoxic interval training on cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:138–46.  
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000150077.30672.88>.
- [65] Biggs NC, England BS, Turcotte NJ, Cook MR, Williams AL. Effects of simulated altitude on maximal oxygen uptake and inspiratory fitness. *Int J Exerc Sci* 2017;10:127–36.
- [66] Salazar-Martínez E, Gatterer H, Burtscher M, Naranjo Orellana J, Santalla A. Influence of inspiratory muscle training on ventilatory efficiency and cycling performance in normoxia and hypoxia. *Front Physiol* 2017;8.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00133>.
- [67] Downey AE, Chenoweth LM, Townsend DK, Ranum JD, Ferguson CS, Harms CA. Effects of inspiratory muscle training on exercise responses in normoxia and hypoxia. *Respir Physiol Neurobiol* 2007;156:137–46.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2006.08.006>.
- [68] Sgrò P, Sansone M, Sansone A, Romanelli F, Di Luigi L. Effects of erythropoietin abuse on exercise performance. *Phys Sportsmed* 2018;46:105–15.  
<https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1402663>.
- [69] Mounier R, Brugniaux JV. Counterpoint: Hypobaric hypoxia does not induce different responses from normobaric hypoxia. *J Appl Physiol* 2012;112:1784–6.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00067.2012a>.
- [70] Semenza GL. Regulation of Oxygen Homeostasis by Hypoxia-Inducible Factor 1. *Physiology* 2009;24:97–106.  
<https://doi.org/10.1152/physiol.00045.2008>.
- [71] Deb SK, Brown DR, Gough LA, Mclellan CP, Swinton PA, Sparks SA, et al. Quantifying the effects of acute hypoxic exposure on exercise performance and capacity: A systematic review and meta-regression. *Eur J Sport Sci* 2018;18:243–56.  
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1410233>.
- [72] Gronwald T, Hoos O, Hottenrott K. Effects of acute normobaric hypoxia on non-linear dynamics of cardiac autonomic activity during constant workload cycling exercise. *Front Physiol* 2019;10:999.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00999>.

- [73] Roberts A, Clark S, Townsend N, Anderson M, Gore C, Hahn A. Changes in performance, maximal oxygen uptake and maximal accumulated oxygen deficit after 5, 10 and 15 days of live high:train low altitude exposure. *Eur J Appl Physiol* 2003;88:390–5.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-002-0720-3>.
- [74] Rusko HK, Tikkanen H, Paavolainen L, Härmäläinen I, Kalliokoski K, Puranen A. Effect of living in hypoxia and training in normoxia on sea level VO<sub>2</sub>max and red cell mass. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:S86.
- [75] Rusko H, Tikkanen H, Peltonen J. Altitude and endurance training. *J Sports Sci* 2004;22:928–45.  
<https://doi.org/10.1080/02640410400005933>.
- [76] Townsend NE, Gore CJ, Hahn AG, McKenna MJ, Aughey RJ, Clark SA, et al. Living high-training low increases hypoxic ventilatory response of well-trained endurance athletes. *J Appl Physiol* 2002;93:1498–505.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00381.2002>.
- [77] Burtcher M, Faulhaber M, Flatz M, Likar R, Nachbauer W. Effects of short-term acclimatization to altitude (3200 m) on aerobic and anaerobic exercise performance. *Int J Sports Med* 2006;27:629–35.  
<https://doi.org/10.1055/s-2005-872823>.
- [78] Sinex JA, Chapman RF. Hypoxic training methods for improving endurance exercise performance. *J Sport Health Sci* 2015;4:325–32.  
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.07.005>.
- [79] Katayama K, Matsuo H, Ishida K, Mori S, Miyamura M. Intermittent hypoxia improves endurance performance and submaximal exercise efficiency. *High Alt Med Biol* 2003;4:291–304.  
<https://doi.org/10.1089/152702903769192250>.
- [80] Hahn AG, Gore CJ. The effect of altitude on cycling performance. *Sports Med* 2001;31:533–57.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00008>.
- [81] Méndez J. E, Zeledón S. FS, Zamora L. JF, Cortés V. A. Un acercamiento a la cinética del oxígeno. (Parte I). *Rev Costarric Cardiol* 2004;6:27–32.
- [82] Macinnis MJ, Nugent SF, Macleod KE, Lohse KR. Methods to Estimate VO<sub>2</sub>max upon Acute Hypoxia Exposure. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:1869.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000628>.

- [83] Wehrlin JP, Hallén J. Linear decrease in VO<sub>2</sub>max and performance with increasing altitude in endurance athletes. *Eur J Appl Physiol* 2006;96:404–12.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-005-0081-9>.
- [84] Wyatt FB. Physiological Responses to Altitude: A Brief Review. *J Exerc Physiol* 2014;17:90–6.
- [85] Mazzeo RS. Physiological Responses to Exercise at Altitude. *Sports Med* 2008;38:1–8.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200838010-00001>.
- [86] Brosnan MJ, Martin DT, Hahn AG, Gore CJ, Hawley JA. Impaired interval exercise responses in elite female cyclists at moderate simulated altitude. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2000;89:1819–24.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.5.1819>.
- [87] Lomax M, Massey HC, House JR. Inspiratory muscle training effects on cycling during acute hypoxic exposure. *Aerosp Med Hum Perform* 2017;88:544–9.  
<https://doi.org/10.3357/AMHP.4780.2017>.
- [88] Lomax M. Inspiratory muscle training, altitude, and arterial oxygen desaturation: A preliminary investigation. *Aviat Space Environ Med* 2010;81:498–501.  
<https://doi.org/10.3357/ASEM.2718.2010>.
- [89] Porcari JP, Probst L, Forrester K, Doberstein S, Foster C, Cress ML, et al. Effect of wearing the Elevation Training Mask on aerobic capacity, lung function, and hematological variables. *J Sports Sci Med* 2016;15:379–86.
- [90] Rojas-Camayo J, Mejia CR, Callacondo D, Dawson JA, Posso M, Galvan CA, et al. Reference values for oxygen saturation from sea level to the highest human habitation in the Andes in acclimatised persons. *Thorax* 2018;73:776–8.  
<https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2017-210598>.
- [91] Vogel JA, Harris CW. Cardiopulmonary responses of resting man during early exposure to high altitude. *J Appl Physiol* 1967;22:1124–8.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1967.22.6.1124>.
- [92] Faiss R, Orelli C von, Dériaz O, Millet GP. Responses to exercise in normobaric hypoxia: comparison of elite and recreational ski mountaineers. *Int J Sports Physiol Perform* 2014;9:978–84.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0524>.

- [93] Mateika JH, Duffin J. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. *Eur J Appl Physiol* 1994;69:110–8.  
<https://doi.org/10.1007/BF00609402>.
- [94] Sharma AP, Saunders PU, Garvican – Lewis LA, Périard JD, Clark B, Gore CJ, et al. Training Quantification and Periodization during Live High Train High at 2100 M in Elite Runners: An Observational Cohort Case Study. *J Sports Sci Med* 2018;17:607–16.
- [95] Bonne TC, Lundby C, Jørgensen S, Johansen L, Mrgan M, Bech SR, et al. “Live High-Train High” increases hemoglobin mass in Olympic swimmers. *Eur J Appl Physiol* 2014;114:1439–49.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-014-2863-4>.
- [96] Gore CJ, Hahn A, Rice A, Bourdon P, Lawrence S, Walsh C, et al. Altitude training at 2690m does not increase total haemoglobin mass or sea level VO<sub>2</sub>max in world champion track cyclists. *J Sci Med Sport* 1998;1:156–70.  
[https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(98\)80011-x](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(98)80011-x).
- [97] Chapman RF, Stray-Gundersen J, Levine BD. Individual variation in response to altitude training. *J Appl Physiol* 1998;85:1448–56.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.4.1448>.
- [98] Bailey DM, Davies B, Romer L, Castell L, Newsholme E, Gandy G. Implications of moderate altitude training for sea-level endurance in elite distance runners. *Eur J Appl Physiol* 1998;78:360–8.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050432>.
- [99] Burtcher M, Nachbauer W, Baumgartl P, Philadelphia M. Benefits of training at moderate altitude versus sea level training in amateur runners. *Eur J Appl Physiol* 1996;74:558–63.  
<https://doi.org/10.1007/BF02376773>.
- [100] Levine BD, Stray-Gundersen J. Altitude training does not improve running performance more than equivalent training near sea level in trained runners. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:S95.
- [101] Rusko HK, Tikkanen HO, Peltonen JE. Oxygen manipulation as an ergogenic aid. *Curr Sports Med Rep* 2003;2:233–8.  
<https://doi.org/10.1249/00149619-200308000-00011>.
- [102] Wilber RL. Application of altitude/hypoxic training by elite athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:1610–24.  
<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180de49e6>.

- [103] Bonetti DL, Hopkins WG. Sea-Level Exercise Performance Following Adaptation to Hypoxia. *Sports Med* 2009;39:107–27.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200939020-00002>.
- [104] Mateo-March M, Muriel X, Valenzuela PL, Gandia-Soriano A, Zabala M, Barranco-Gil D, et al. Altitude and Endurance Performance in Altitude Natives versus Lowlanders: Insights from Professional Cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2022;54:1218.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002890>.
- [105] Ashenden MJ, Gore CJ, Dobson GP, Boston TT, Parisotto R, Emslie KR, et al. Simulated moderate altitude elevates serum erythropoietin but does not increase reticulocyte production in well-trained runners. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:428–35.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050064>.
- [106] Nummela A, Rusko H. Acclimatization to altitude and normoxic training improve 400-m running performance at sea level. *J Sports Sci* 2000;18:411–9.  
<https://doi.org/10.1080/02640410050074340>.
- [107] Gore CJ, Hahn AG, Aughey RJ, Martin DT, Ashenden MJ, Clark SA, et al. Live high:train low increases muscle buffer capacity and submaximal cycling efficiency. *Acta Physiol Scand* 2001;173:275–86.  
<https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.2001.00906.x>.
- [108] Hahn AG, Gore CJ, Martin DT, Ashenden MJ, Roberts AD, Logan PA. An evaluation of the concept of living at moderate altitude and training near sea level. *Proc. Int. Conf. Physiol. Cogn. Perform. Extreme Environ.* 27–20 March 2000 Canberra Dept Def. 2000 P92-97, ; 2000.
- [109] Levine BD, Stray-Gundersen J. “Living high-training low”: effect of moderate-altitude acclimatization with low-altitude training on performance. *J Appl Physiol* 1997;83:102–12.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1997.83.1.102>.
- [110] Bejder J, Nordsborg N, Nordsborg NB. Hypoxic dose, intensity distribution, and fatigue monitoring are paramount for “live high-train low”. *Eur J Appl Physiol* 2017;117:2121–2.
- [111] Ashenden MJ, Gore CJ, Martin DT, Dobson GP, Hahn AG. Effects of a 12-day “live high, train low” camp on reticulocyte production and haemoglobin mass in elite female road cyclists. *Eur J Appl Physiol* 1999;80:472–8.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050620>.

- [112] Ashenden MJ, Gore CJ, Dobson GP, Hahn AG. “Live high, train low” does not change the total haemoglobin mass of male endurance athletes sleeping at a simulated altitude of 3000 m for 23 nights. *Eur J Appl Physiol* 1999;80:479–84.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050621>.
- [113] Geiser J, Vogt M, Billeter R, Zuleger C, Belforti F, Hoppeler H. Training High - Living Low: Changes of Aerobic Performance and Muscle Structure with Training at Simulated Altitude. *Int J Sports Med* 2001;22:579–85.  
<https://doi.org/10.1055/s-2001-18521>.
- [114] Marshall HC, Hamlin MJ, Hellemans J, Murrell C, Beattie N, Hellemans I, et al. Effects of intermittent hypoxia on SaO<sub>2</sub>, cerebral and muscle oxygenation during maximal exercise in athletes with exercise-induced hypoxemia. *Eur J Appl Physiol* 2008;104:383–93.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0616-3>.
- [115] Hendriksen IJ, Meeuwssen T. The effect of intermittent training in hypobaric hypoxia on sea-level exercise: a cross-over study in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003;88:396–403.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-002-0708-z>.
- [116] Terrados N, Melichna J, Sylvén C, Jansson E, Kaijser L. Effects of training at simulated altitude on performance and muscle metabolic capacity in competitive road cyclists. *Eur J Appl Physiol* 1988;57:203–9.  
<https://doi.org/10.1007/BF00640664>.
- [117] Millet GP, Roels B, Schmitt L, Woorons X, Richalet JP. Combining Hypoxic Methods for Peak Performance. *Sports Med* 2010;40:1–25.  
<https://doi.org/10.2165/11317920-000000000-00000>.
- [118] Girard O, Millet GP, Morin J-B, Brocherie F. Does “Live High-Train Low (and High)” Hypoxic Training Alter Running Mechanics In Elite Team-sport Players? *J Sports Sci Med* 2017;16:328–32.
- [119] Brocherie F, Millet GP, Hauser A, Steiner T, Rysman J, Wehrli JP, et al. “Live High-Train Low and High” Hypoxic Training Improves Team-Sport Performance. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:2140–9.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000630>.
- [120] Millet GP, Faiss R, Pialoux V. Point: Counterpoint: Hypobaric hypoxia induces/does not induce different responses from normobaric hypoxia. *J Appl Physiol* 2012;112:1783–4.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00067.2012>.

- [121] Bouten J, Colosio AL, Bourgois G, Lootens L, Van Eenoo P, Bourgois JG, et al. Acute Apnea Does Not Improve 3-km Cycling Time Trial Performance. *Med Sci Sports Exerc* 2020;52:1116–25.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002236>.
- [122] Mujika I, Sharma AP, Stellingwerff T. Contemporary Periodization of Altitude Training for Elite Endurance Athletes: A Narrative Review. *Sports Med* 2019;49:1651–69.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-019-01165-y>.
- [123] Bailey DM, Davies B. Physiological implications of altitude training for endurance performance at sea level: a review. *Br J Sports Med* 1997;31:183–90.  
<https://doi.org/10.1136/bjism.31.3.183>.
- [124] Vogt M, Puntschart A, Geiser J, Zuleger C, Billeter R, Hoppeler H. Molecular adaptations in human skeletal muscle to endurance training under simulated hypoxic conditions. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2001;91:173–82.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.1.173>.
- [125] Semenza GL. HIF-1: mediator of physiological and pathophysiological responses to hypoxia. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2000;88:1474–80.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.4.1474>.
- [126] Friedmann-Bette B. Classical altitude training. *Scand J Med Sci Sports* 2008;18:11–20.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00828.x>.
- [127] Prommer N, Thoma S, Quecke L, Gutekunst T, Völzke C, Wachsmuth N, et al. Total hemoglobin mass and blood volume of elite Kenyan runners. *Med Sci Sports Exerc* 2010;42:791–7.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181badd67>.
- [128] Brugniaux JV, Schmitt L, Robach P, Nicolet G, Fouillot J-P, Moutereau S, et al. Eighteen days of “living high, training low” stimulate erythropoiesis and enhance aerobic performance in elite middle-distance runners. *J Appl Physiol* 2006;100:203–11.  
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00808.2005>.
- [129] Schmitt L, Millet G, Robach P, Nicolet G, Brugniaux JV, Fouillot J-P, et al. Influence of “living high-training low” on aerobic performance and economy of work in elite athletes. *Eur J Appl Physiol* 2006;97:627–36.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-006-0228-3>.

- [130] Gore CJ, Clark SA, Saunders PU. Nonhematological mechanisms of improved sea-level performance after hypoxic exposure. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:1600–9.  
<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180de49d3>.
- [131] Saunders PU, Telford RD, Pyne DB, Cunningham RB, Gore CJ, Hahn AG, et al. Improved running economy in elite runners after 20 days of simulated moderate-altitude exposure. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2004;96:931–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00725.2003>.
- [132] Green HJ, Roy B, Grant S, Hughson R, Burnett M, Otto C, et al. Increases in submaximal cycling efficiency mediated by altitude acclimatization. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2000;89:1189–97.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.3.1189>.
- [133] Thomas C, Bishop DJ, Lambert K, Mercier J, Brooks GA. Effects of acute and chronic exercise on sarcolemmal MCT1 and MCT4 contents in human skeletal muscles: current status. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 2012;302:R1-14.  
<https://doi.org/10.1152/ajpregu.00250.2011>.
- [134] Zoll J, Ponsot E, Dufour S, Doutreleau S, Ventura-Clapier R, Vogt M, et al. Exercise training in normobaric hypoxia in endurance runners. III. Muscular adjustments of selected gene transcripts. *J Appl Physiol* 2006;100:1258–66.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00359.2005>.
- [135] Juel C, Halestrap AP. Lactate transport in skeletal muscle - role and regulation of the monocarboxylate transporter. *J Physiol* 1999;517 ( Pt 3):633–42.  
<https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.0633s.x>.
- [136] Juel C, Lundby C, Sander M, Calbet J a. L, Hall G van. Human skeletal muscle and erythrocyte proteins involved in acid-base homeostasis: adaptations to chronic hypoxia. *J Physiol* 2003;548:639–48.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.035899>.
- [137] Kinsman TA, Gore CJ, Hahn AG, Hopkins WG, Hawley JA, McKenna MJ, et al. Sleep in athletes undertaking protocols of exposure to nocturnal simulated altitude at 2650 m. *J Sci Med Sport* 2005;8:222–32.  
[https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(05\)80013-1](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(05)80013-1).
- [138] Millet GP, Brocherie F. Hypoxic Training Is Beneficial in Elite Athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2020;52:515.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002142>.

- [139] Siebenmann C, Dempsey JA. Hypoxic Training Is Not Beneficial in Elite Athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2020;52:519.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002141>.
- [140] Mizuno M, Juel C, Bro-Rasmussen T, Mygind E, Schibye B, Rasmussen B, et al. Limb skeletal muscle adaptation in athletes after training at altitude. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1990;68:496–502.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1990.68.2.496>.
- [141] Saltin B, Kim CK, Terrados N, Larsen H, Svedenhag J, Rolf CJ. Morphology, enzyme activities and buffer capacity in leg muscles of Kenyan and Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports* 1995;5:222–30.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1995.tb00038.x>.
- [142] Singer M, Young PJ, Laffey JG, Asfar P, Taccone FS, Skrifvars MB, et al. Dangers of hyperoxia. *Crit Care* 2021;25:440.  
<https://doi.org/10.1186/s13054-021-03815-y>.
- [143] Cardinale DA, Ekblom B. Hyperoxia for performance and training. *J Sports Sci* 2018;36:1515–22.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1398893>.
- [144] Sperlich B, Zinner C, Hauser A, Holmberg H-C, Wegrzyk J. The Impact of Hyperoxia on Human Performance and Recovery. *Sports Med* 2017;47:429–38.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-016-0590-1>.
- [145] Mallette MM, Stewart DG, Cheung SS. The Effects of Hyperoxia on Sea-Level Exercise Performance, Training, and Recovery: A Meta-Analysis. *Sports Med Auckl NZ* 2018;48:153–75.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0791-2>.
- [146] Welch HG. Hyperoxia and human performance: a brief review. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14:253.
- [147] Ulrich S, Hasler ED, Müller-Mottet S, Keusch S, Furian M, Latshang TD, et al. Mechanisms of Improved Exercise Performance under Hyperoxia. *Respir Int Rev Thorac Dis* 2017;93:90–8.  
<https://doi.org/10.1159/000453620>.
- [148] Goulding RP, Roche DM, Marwood S. Effect of Hyperoxia on Critical Power and V<sub>O</sub>2 Kinetics during Upright Cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2020;52:1041.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002234>.

- [149] Yamanaka R, Ohya T, Ohsawa M, Hagiwara M, Ohnuma H, Akagi R, et al. Effect Of Training Under Hyperoxia On Exercise Performance And Aerobic Capacity In Trained Cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 2016;48:706.  
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000487123.51955.db>.
- [150] Morris DM, Kearney JT, Burke ER. The effects of breathing supplemental oxygen during altitude training on cycling performance. *J Sci Med Sport* 2000;3:165–75.  
[https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(00\)80078-X](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(00)80078-X).
- [151] Wilmore JH, Costill DL. *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. 5ª edición. Barcelona: Editorial Paidotribo; 2004.
- [152] Aliverti A. The respiratory muscles during exercise. *Breathe* 2016;12:165–8.  
<https://doi.org/10.1183/20734735.008116>.
- [153] Shei R-J. Recent advancements in our understanding of the ergogenic effect of respiratory muscle training in healthy humans: a systematic review. *J Strength Cond Res* 2018;32:2665–76.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002730>.
- [154] Helfer S, Quackenbush J, Fletcher M, Pendergast DR. Respiratory Muscle Training and Exercise Endurance at Altitude. *Aerosp Med Hum Perform* 2016;87:704–11  
<https://doi.org/10.3357/AMHP.4405.2016>.
- [155] Holm P, Sattler A, Fregosi RF. Endurance training of respiratory muscles improves cycling performance in fit young cyclists. *BMC Physiol* 2004;4:9.  
<https://doi.org/10.1186/1472-6793-4-9>.
- [156] Bailey SJ, Romer LM, Kelly J, Wilkerson DP, DiMenna FJ, Jones AM. Inspiratory muscle training enhances pulmonary O<sub>2</sub> uptake kinetics and high-intensity exercise tolerance in humans. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2010;109:457–68.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00077.2010>.
- [157] Öncen S, Pinar S. Effects of training mask on heart rate and anxiety during the graded exercise test and recovery. *Eur J Phys Educ Sport Sci* 2018;4.  
<https://doi.org/10.5281/zenodo.1164390>.
- [158] Romero-Arenas S, López-Pérez E, Colomer-Poveda D, Márquez G. Oxygenation Responses While Wearing the Elevation Training Mask During an Incremental Cycling Test. *J Strength Cond Res* 2021;35:1897–904.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003038>.

- [159] Sellers JH, Monaghan TP, Schnaiter JA, Jacobson BH, Pope ZK. Efficacy of a ventilatory training mask to improve anaerobic and aerobic capacity in reserve officers' training corps cadets. *J Strength Cond Res* 2016;30:1155–60.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001184>.
- [160] Warren B, Spaniol FJ, Bonnette R. The effects of an elevation training mask on VO<sub>2</sub>max of male reserve officers training corps cadets. *Int J Exerc Sci* 2017;10:37–43.
- [161] Granados J, Gillum TL, Castillo W, Christmas KM, Kuennen MR. “Functional” respiratory muscle training during endurance exercise causes modest hypoxemia but overall is well tolerated. *J Strength Cond Res* 2016;30:755–62.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001151>.
- [162] Celsing F, Svedenahg J, Pihlstedt P, Ekblom B. Effects of anaemia and stepwise-induced polycythaemia on maximal aerobic power in individuals with high and low haemoglobin concentrations. *Acta Physiol Scand* 1987;129:47–54.  
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1987.tb08038.x>.
- [163] Buick FJ, Gledhill N, Froese AB, Spriet L, Meyers EC. Effect of induced erythrocythemia on aerobic work capacity. *J Appl Physiol* 1980;48:636–42.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1980.48.4.636>.
- [164] Robertson RJ, Gilcher R, Metz KF, Skrinar GS, Allison TG, Bahnson HT, et al. Effect of induced erythrocythemia on hypoxia tolerance during physical exercise. *J Appl Physiol* 1982;53:490–5.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1982.53.2.490>.
- [165] Sawka MN, Dennis RC, Gonzalez RR, Young AJ, Muza SR, Martin JW, et al. Influence of polycythemia on blood volume and thermoregulation during exercise-heat stress. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1987;62:912–8.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1987.62.3.912>.
- [166] Thomsen JJ, Rentsch RL, Robach P, Calbet J a. L, Boushel R, Rasmussen P, et al. Prolonged administration of recombinant human erythropoietin increases submaximal performance more than maximal aerobic capacity. *Eur J Appl Physiol* 2007;101:481–6.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0522-8>.
- [167] Parisotto R, Gore CJ, Emslie KR, Ashenden MJ, Bruognara C, Howe C, et al. A novel method utilising markers of altered erythropoiesis for the detection of recombinant human erythropoietin abuse in athletes. *Haematologica* 2000;85:564–72.

- [168] Bejder J, Breenfeldt Andersen A, Solheim SA, Gybel-Brask M, Secher NH, Johansson PI, et al. Time Trial Performance Is Sensitive to Low-Volume Autologous Blood Transfusion. *Med Sci Sports Exerc* 2019;51:692–700.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001837>.
- [169] Breenfeldt Andersen A, Graae J, Bejder J, Bonne TC, Seier S, Debertin M, et al. Microdoses of Recombinant Human Erythropoietin Enhance Time Trial Performance in Trained Males and Females. *Med Sci Sports Exerc* 2023;55:311–21.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000003052>.
- [170] Agencia Mundial Antidopaje. La lista de prohibiciones 2023. El código mundial antidopaje 2023.
- [171] Silverthorn DU. Fisiología humana: un enfoque integrado. 6ª edición. México: Editorial Médica Panamericana; 2014.
- [172] Joulia F, Lemaitre F, Fontanari P, Mille ML, Barthelemy P. Circulatory effects of apnoea in elite breath-hold divers. *Acta Physiol* 2009;197:75–82.  
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2009.01982.x>.
- [173] Bain AR, Ainslie PN, Hoiland RL, Barak OF, Drvis I, Stembridge M, et al. Competitive apnea and its effect on the human brain: focus on the redox regulation of blood-brain barrier permeability and neuronal-parenchymal integrity. *FASEB J* 2018;32:2305–14.  
<https://doi.org/10.1096/fj.201701031R>.
- [174] Bain AR, Ainslie PN, Barak OF, Hoiland RL, Drvis I, Mijacika T, et al. Hypercapnia is essential to reduce the cerebral oxidative metabolism during extreme apnea in humans. *J Cereb Blood Flow Metab* 2017;37:3231–42.  
<https://doi.org/10.1177/0271678X16686093>.
- [175] Dujic Z, Uglesic L, Breskovic T, Valic Z, Heusser K, Marinovic J, et al. Involuntary breathing movements improve cerebral oxygenation during apnea struggle phase in elite divers. *J Appl Physiol* 2009;107:1840–6.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00334.2009>.
- [176] Real Academia Española. apnea | Diccionario de la lengua española. *Dicc Leng Esp* 2022.  
<https://dle.rae.es/apnea>.
- [177] Aaronson JA, van Bennekom CAM, Hofman WF, van Bezeij T, van den Aardweg JG, Groet E, et al. Obstructive Sleep Apnea is Related to Impaired Cognitive and Functional Status after Stroke. *Sleep* 2015;38:1431–7.  
<https://doi.org/10.5665/sleep.4984>.

- [178] Moskowitz MA, Fisher JN, Simpser MD, Strieder DJ. Periodic apnea, exercise hypoventilation, and hypothalamic dysfunction. *Ann Intern Med* 1976;84:171–3.  
<https://doi.org/10.7326/0003-4819-84-2-171>.
- [179] Upala S, Sanguankeo A. Severity of breathing disorder during sleep is not correlated with idiopathic pulmonary fibrosis: a systematic review and meta-analysis. *QJM Mon J Assoc Physicians* 2016;109:141.  
<https://doi.org/10.1093/qjmed/hcv152>.
- [180] Wang Y, Branco RF, Salanitro M, Penzel T, Schöbel C. Effects of sacubitril-valsartan on central and obstructive apneas in heart failure patients with reduced ejection fraction. *Sleep Breath* 2022.  
<https://doi.org/10.1007/s11325-022-02623-0>.
- [181] Borrelli C, Gentile F, Sciarrone P, Mirizzi G, Vergaro G, Ghionzoli N, et al. Central and Obstructive Apneas in Heart Failure With Reduced, Mid-Range and Preserved Ejection Fraction. *Front Cardiovasc Med* 2019;6.  
<https://doi.org/10.3389/fcvm.2019.00125>.
- [182] Macey PM, Ford RP, Brown PJ, Larkin J, Fright WR, Garden KL. Apnoea detection: human performance and reliability of a computer algorithm. *Acta Paediatr Oslo Nor* 1992 1995;84:1103–7.  
<https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.1995.tb13505.x>.
- [183] Fitz-Clarke JR. Adverse events in competitive breath-hold diving. *Undersea Hyperb Med J Undersea Hyperb Med Soc Inc* 2006;33:55–62.
- [184] Fitz-Clarke JR. Breath-Hold Diving. *Compr Physiol* 2018;8:585–630.  
<https://doi.org/10.1002/cphy.c160008>.
- [185] Barwood MJ, Datta AK, Thelwell RC, Tipton MJ. Breath-Hold Time During Cold Water Immersion: Effects of Habituation with Psychological Training. *Aviat Space Environ Med* 2007;78:1029–34.
- [186] Guaraldi P, Serra M, Barletta G, Pierangeli G, Terlizzi R, Calandra-Buonaura G, et al. Cardiovascular changes during maximal breath-holding in elite divers. *Clin Auton Res Off J Clin Auton Res Soc* 2009;19:363–6.  
<https://doi.org/10.1007/s10286-009-0025-2>.
- [187] Marlinge M, Coulange M, Fitzpatrick RC, Delacroix R, Gabarre A, Lainé N, et al. Physiological stress markers during breath-hold diving and SCUBA diving. *Physiol Rep* 2019;7:e14033.  
<https://doi.org/10.14814/phy2.14033>.
- [188] Schagatay E. Predicting performance in competitive apnea diving. Part III: depth. *Diving Hyperb Med* 2011;41:216–28.

- [189] Schagatay E. Predicting performance in competitive apnea diving. Part II: dynamic apnea. *Diving Hyperb Med* 2010;40:11–22.
- [190] Johansson O, Schagatay E. Sara Campbell, world champion in deep diving after 9 months of training - How is this possible? *Hum Evol* 2014;29:67–73.
- [191] Lemaître F, Joulia F, Chollet D. Apnea: A new training method in sport? *Med Hypotheses* 2010;74:413–5.  
<https://doi.org/10.1016/j.mehy.2009.09.051>.
- [192] Bourdas DI, Geladas ND. Five repeated maximal efforts of apneas increase the time to exhaustion in subsequent high-intensity exercise. *Respir Physiol Neurobiol* 2021;292:103703.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2021.103703>.
- [193] Robertson C, Lodin-Sundstrom A, O'Hara J, King R, Wainwright B, Barlow M. Effects of pre-race apneas on 400-m freestyle swimming performance. *J Strength Cond Res* 2020;34:828–37.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002711>.
- [194] Sperlich B, Zinner C, Pfister R, Holmberg H-C, Michels G. Repeated apnea-induced contraction of the spleen in cyclists does not enhance performance in a subsequent time-trial. *Eur J Appl Physiol* 2015;115:205–12.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-014-3003-x>.
- [195] Bouten J, Debusschere J, Lootens L, Declercq L, Van Eenoo P, Boone J, et al. Six weeks of static apnea training does not affect Hbmass and exercise performance. *J Appl Physiol* 2022;132:673–81.
- [196] Joulia F, Steinberg JG, Faucher M, Jamin T, Ulmer C, Kipson N, et al. Breath-hold training of humans reduces oxidative stress and blood acidosis after static and dynamic apnea. *Respir Physiol Neurobiol* 2003;137:19–27.  
[https://doi.org/10.1016/S1569-9048\(03\)00110-1](https://doi.org/10.1016/S1569-9048(03)00110-1).
- [197] Atkinson G. Does size matter for sports performance researchers? *J Sports Sci* 2003;21:73–4.  
<https://doi.org/10.1080/0264041031000071038>.
- [198] Batterham AM, Hopkins WG. Making meaningful inferences about magnitudes. *Int J Sports Physiol Perform* 2006;1:50–7.
- [199] Andersson J, Schagatay E. Arterial oxygen desaturation during apnea in humans. *Undersea Hyperb Med* 1998;25:21–5.

- [200] Batinic T, Mihanovic F, Breskovic T, Zubin-Maslov P, Lojpur M, Mijacika T, et al. Dynamic diaphragmatic MRI during apnea struggle phase in breath-hold divers. *Respir Physiol Neurobiol* 2016;222:55–62.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2015.11.017>.
- [201] Cross TJ, Breskovic T, Sabapathy S, Zubin Maslov P, Johnson BD, Dujic Z. Respiratory muscle pressure development during breath holding in apnea divers. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:93–101.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182690e6a>.
- [202] Cross TJ, Kavanagh JJ, Breskovic T, Zubin Maslov P, Lojpur M, Johnson BD, et al. The Effects of Involuntary Respiratory Contractions on Cerebral Blood Flow during Maximal Apnoea in Trained Divers. *PloS One* 2013;8:e66950.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0066950>.
- [203] Fagoni N, Sivieri A, Antonutto G, Moia C, Taboni A, Bringard A, et al. Cardiovascular responses to dry resting apnoeas in elite divers while breathing pure oxygen. *Respir Physiol Neurobiol* 2015;219:1–8.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2015.07.016>.
- [204] Fagoni N, Taboni A, Vinetti G, Bottarelli S, Moia C, Bringard A, et al. Alveolar gas composition during maximal and interrupted apnoeas in ambient air and pure oxygen. *Respir Physiol Neurobiol* 2017;235:45–51.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2016.10.002>.
- [205] Joulia F, Coulange M, Lemaitre F, Desplantes A, Costalat G, Bruzzese L, et al. Ischaemia-modified albumin during experimental apnoea. *Can J Physiol Pharmacol* 2015;93:421–6.  
<https://doi.org/10.1139/cjpp-2014-0538>.
- [206] Costalat G, Pichon A, Joulia F, Lemaître F. Modeling the diving bradycardia: Toward an “oxygen-conserving breaking point”? *Eur J Appl Physiol* 2015;115:1475–84.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-015-3129-5>.
- [207] Laurino M, Menicucci D, Mastorci F, Allegrini P, Piarulli A, Scilingo EP, et al. Mind-body relationships in elite apnea divers during breath holding: a study of autonomic responses to acute hypoxemia. *Front Neuroengineering* 2012;5:4.  
<https://doi.org/10.3389/fneng.2012.00004>.
- [208] Sivieri A, Fagoni N, Bringard A, Capogrosso M, Perini R, Ferretti G. A beat-by-beat analysis of cardiovascular responses to dry resting and exercise apnoeas in elite divers. *Eur J Appl Physiol* 2015;115:119–28.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-014-2992-9>.

- [209] Costalat G, Coquart J, Castres I, Tourny C, Lemaitre F. Hemodynamic adjustments during breath-holding in trained divers. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:2523–9.  
<https://doi.org/0.1007/s00421-013-2690-z>.
- [210] Lin YC, Lally DA, Moore TO, Hong SK. Physiological and conventional breath-hold breaking points. *J Appl Physiol* 1974;37:291–6.
- [211] Schagatay E, Haughey H, Reimers J. Speed of spleen volume changes evoked by serial apneas. *Eur J Appl Physiol* 2005;93:447–52.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-004-1224-0>.
- [212] Engan H, Richardson MX, Lodin-Sundström A, van Beekvelt M, Schagatay E. Effects of two weeks of daily apnea training on diving response, spleen contraction, and erythropoiesis in novel subjects. *Scand J Med Sci Sports* 2013;23:340–8.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01391.x>.
- [213] Perini R, Tironi A, Gheza A, Butti F, Moia C, Ferretti G. Heart rate and blood pressure time courses during prolonged dry apnoea in breath-hold divers. *Eur J Appl Physiol* 2008;104:1–7.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-008-0771-1>.
- [214] Ferretti G, Costa M, Ferrigno M, Grassi B, Marconi C, Lundgren CEG, et al. Alveolar gas composition and exchange during deep breath-hold diving and dry breath holds in elite divers. *J Appl Physiol* 1991;70:794–802.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1991.70.2.794>.
- [215] Heusser K, Dzamonja G, Tank J, Palada I, Valic Z, Bakovic D, et al. Cardiovascular regulation during apnea in elite divers. *Hypertension* 2009;53:719–24.  
<https://doi.org/10.1161/HYPERTENSIONAHA.108.127530>.
- [216] Cherouveim E, Bottonis P, Koskolou M, Geladas N. Effect of gender on maximal breath-hold time. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:1321–30.  
<https://doi.org/0.1007/s00421-012-2552-0>.
- [217] Foster GE, Sheel AW. The human diving response, its function, and its control. *Scand J Med Sci Sports* 2005;15:3–12.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00440.x>.
- [218] Andersson J, Schagatay E, Gislén A, Holm B. Cardiovascular responses to cold-water immersions of the forearm and face, and their relationship to apnoea. *Eur J Appl Physiol* 2000;83:566–72.  
<https://doi.org/10.1007/s004210000317>.

- [219] Craig Jr. AB, Medd WL. Man's responses to breath-hold exercise in air and in water. *J Appl Physiol* 1968;24:773–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1968.24.6.773>.
- [220] Hoffmann U, Smerecnik M, Leyk D, Essfeld D. Cardiovascular responses to apnea during dynamic exercise. *Int J Sports Med* 2005;26:426–31.  
<https://doi.org/10.1055/s-2004-821113>.
- [221] Schagatay E, Andersson JPA, Nielsen B. Hematological response and diving response during apnea and apnea with face immersion. *Eur J Appl Physiol* 2007;101:125–32.
- [222] Andersson JPA, Biasoletto-Tjellstrom G, Schagatay EKA. Pulmonary gas exchange is reduced by the cardiovascular diving response in resting humans. *Respir Physiol Neurobiol* 2008;160:320–4.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2007.10.016>.
- [223] Andersson JPA, Linér MH, Rünow E, Schagatay EKA. Diving response and arterial oxygen saturation during apnea and exercise in breath-hold divers. *J Appl Physiol* 2002;93:882–6.  
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00863.2001>.
- [224] Schagatay E, Andersson JPA, Hallén M, Pålsson B. Selected contribution: Role of spleen emptying in prolonging apneas in humans. *J Appl Physiol* 2001;90:1623–9.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.4.1623>.
- [225] Tocco F, Crisafulli A, Melis F, Porru C, Pittau G, Milia R, et al. Cardiovascular adjustments in breath-hold diving: Comparison between divers and non-divers in simulated dynamic apnoea. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:543–54.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2006-0>.
- [226] Andersson JPA, Liner MH, Fredsted A, Schagatay EKA. Cardiovascular and respiratory responses to apneas with and without face immersion in exercising humans. *J Appl Physiol* 2004;96:1005–10.  
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01057.2002>.
- [227] Gooden BA. Mechanism of the human diving response. *Integr Physiol Behav Sci* 1994;29:6–16.  
<https://doi.org/10.1007/BF02691277>.
- [228] Eichhorn L, Erdfelder F, Kessler F, Doerner J, Thudium MO, Meyer R, et al. Evaluation of near-infrared spectroscopy under apnea-dependent hypoxia in humans. *J Clin Monit Comput* 2015;29:749–57.  
<https://doi.org/10.1007/s10877-015-9662-2>.

- [229] Lindholm P, Linnarsson D. Pulmonary gas exchange during apnoea in exercising men. *Eur J Appl Physiol* 2002;86:487–91.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-002-0581-9>.
- [230] Ichinose M, Matsumoto M, Fujii N, Yoshitake N, Nishiyasu T. Voluntary apnea during dynamic exercise activates the muscle metaboreflex in humans. *Am J Physiol - Heart Circ Physiol* 2018;314:H434–42.  
<https://doi.org/10.1152/ajpheart.00367.2017>.
- [231] Eichhorn L, Dolscheid-Pommerich R, Erdfelder F, Ayub MA, Schmitz T, Werner N, et al. Sustained apnea induces endothelial activation. *Clin Cardiol* 2017;40:704–9.  
<https://doi.org/10.1002/clc.22720>.
- [232] Doerner J, Eichhorn L, Luetkens JA, Lunkenheimer JN, Albers J, Nadal J, et al. Effects of repetitive prolonged breath-hold in elite divers on myocardial fibrosis and cerebral morphology. *Eur J Radiol* 2018;103:13–8.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.03.020>.
- [233] Breskovic T, Steinback CD, Salmanpour A, Shoemaker JK, Dujic Z. Recruitment pattern of sympathetic neurons during breath-holding at different lung volumes in apnea divers and controls. *Auton Neurosci Basic Clin* 2011;164:74–81.  
<https://doi.org/10.1016/j.autneu.2011.05.003>.
- [234] Andersson JPA, Evaggelidis L. Arterial oxygen saturation and diving response during dynamic apneas in breath-hold divers. *Scand J Med Sci Sports* 2009;19:87–91.
- [235] Cross TJ, Kavanagh JJ, Breskovic T, Johnson BD, Dujic Z. Dynamic cerebral autoregulation is acutely impaired during maximal apnoea in trained divers. *PloS One* 2014;9:e87598.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0087598>.
- [236] Eichhorn L, Erdfelder F, Kessler F, Ellerkmann RK, Dolscheid-Pommerich RC, Zur B, et al. Influence of apnea-induced hypoxia on catecholamine release and cardiovascular dynamics. *Int J Sports Med* 2017;38:85–91.  
<https://doi.org/10.1055/s-0042-107351>.
- [237] Guensch DP, Fischer K, Flewitt JA, Yu J, Lukic R, Friedrich JA, et al. Breathing manoeuvre-dependent changes in myocardial oxygenation in healthy humans. *Eur Heart J-Cardiovasc Imaging* 2014;15:409–14.  
<https://doi.org/10.1093/ehjci/jet171>.

- [238] Palada I, Obad A, Bakovic D, Valic Z, Ivancev V, Dujic Z. Cerebral and peripheral hemodynamics and oxygenation during maximal dry breath-holds. *Respir Physiol Neurobiol* 2007;157:374–81.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2007.02.002>.
- [239] Joulia F, Steinberg JG, Wolff F, Gavarry O, Jammes Y. Reduced oxidative stress and blood lactic acidosis in trained breath-hold human divers. *Respir Physiol Neurobiol* 2002;133:121–30.  
[https://doi.org/10.1016/s1569-9048\(02\)00133-7](https://doi.org/10.1016/s1569-9048(02)00133-7).
- [240] Olsen CR, Fanestil DD, Scholander PF. Some effects of apneic underwater diving on blood gases, lactate, and pressure in man. *J Appl Physiol* 1962;17:938–42.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1962.17.6.938>.
- [241] Hong SK, Lin YC, Lally DA, Yim BJ, Kominami N, Hong PW, et al. Alveolar gas exchanges and cardiovascular functions during breath holding with air. *J Appl Physiol* 1971;30:540–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1971.30.4.540>.
- [242] Wolf S, Schneider RA, Groover ME. Further studies on the circulatory and metabolic alterations of the oxygen-conserving (diving) reflex in man. *Trans Assoc Am Physicians* 1965;78:242–54.
- [243] Stewart IB, McKenzie DC. The human spleen during physiological stress. *Sports Med* 2002;32:361–9.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200232060-00002>.
- [244] Lodin-Sundström A, Schagatay E. Spleen contraction during 20 min normobaric hypoxia and 2 min apnea in humans. *Aviat Space Environ Med* 2010;81:545–9.  
<https://doi.org/10.3357/ASEM.2682.2010>.
- [245] Richardson MX, Lodin A, Reimers J, Schagatay E. Short-term effects of normobaric hypoxia on the human spleen. *Eur J Appl Physiol* 2008;104:395–9.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0623-4>.
- [246] Laub M, Hvid-Jacobsen K, Hovind P, Kanstrup IL, Christensen NJ, Nielsen SL. Spleen emptying and venous hematocrit in humans during exercise. *J Appl Physiol* 1993;74:1024–6.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.3.1024>.

- [247] Baković D, Valic Z, Eterović D, Vuković I, Obad A, Marinović-Terzić I, et al. Spleen volume and blood flow response to repeated breath-hold apneas. *J Appl Physiol* 2003;95:1460–6.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00221.2003>.
- [248] Engan HK, Lodin-Sundstrom A, Schagatay F, Schagatay E. The Effect of Climbing Mount Everest on Spleen Contraction and Increase in Hemoglobin Concentration During Breath Holding and Exercise. *High Alt Med Biol* 2014;15:52–7.  
<https://doi.org/10.1089/ham.2013.1061>.
- [249] de Bruijn R, Richardson M, Schagatay E. Increased erythropoietin concentration after repeated apneas in humans. *Eur J Appl Physiol* 2008;102:609–13.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0639-9>.
- [250] Richardson M, De Bruijn R, Holmberg H-C, Björklund G, Haughey H, Schagatay E. Increase of Hemoglobin Concentration After Maximal Apneas in Divers, Skiers, and Untrained Humans. *Can J Appl Physiol* 2005;30:276–81.
- [251] Baković D, Eterović D, Saratlija-Novaković Z, Palada I, Valic Z, Bilopavlović N, et al. Effect of human splenic contraction on variation in circulating blood cell counts. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2005;32:944–51.  
<https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2005.04289.x>.
- [252] Bouten J, Caen K, Stautemas J, Lefevere F, Derave W, Lootens L, et al. Eight weeks of static apnea training increases spleen volume but not acute spleen contraction. *Respir Physiol Neurobiol* 2019;266:144–9.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2019.04.002>.
- [253] Bourdas DI, Tsakiris TS, Pavlakis KI, Triantafyllou DV, Geladas ND. Repeated apneas and hypercapnic ventilatory response before and after apnea training. *Aerosp Med Hum Perform* 2015;86:27–33.  
<https://doi.org/10.3357/AMHP.3932.2015>.
- [254] Schagatay E, van Kampen M, Emanuelsson S, Holm B. Effects of physical and apnea training on apneic time and the diving response in humans. *Eur J Appl Physiol* 2000;82:161–9.  
<https://doi.org/10.1007/s004210050668>.
- [255] Elia A, Barlow MJ, Wilson OJ, O’Hara JP. Six weeks of dynamic apnoeic training stimulates erythropoiesis but does not increase splenic volume. *Eur J Appl Physiol* 2021;121:827–38.

- [256] Prommer N, Ehrmann U, Schmidt W, Steinacker JM, Radermacher P, Muth C-M, et al. Total haemoglobin mass and spleen contraction: a study on competitive apnea divers, non-diving athletes and untrained control subjects. *Eur J Appl Physiol* 2007;101:753–9.
- [257] de Asís-Fernández F, Sereno D, Turner AP, González-Mohíno F, González-Ravé JM. Effects of apnoea training on aerobic and anaerobic performance: A systematic review and meta-analysis. *Front Physiol* 2022;13.  
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.964144>
- [258] Breiman RS, Beck JW, Korobkin M, Glenny R, Akwari OE, Heaston DK, et al. Volume determinations using computed tomography. *AJR Am J Roentgenol* 1982;138:329–33.  
<https://doi.org/10.2214/ajr.138.2.329>.
- [259] Yetter EM, Acosta KB, Olson MC, Blundell K. Estimating Splenic Volume: Sonographic Measurements Correlated with Helical CT Determination. *Am J Roentgenol* 2003;181:1615–20.  
<https://doi.org/10.2214/ajr.181.6.1811615>.
- [260] Koga T. Correlation between sectional area of the spleen by ultrasonic tomography and actual volume of the removed spleen. *J Clin Ultrasound* 1979;7:119–20.  
<https://doi.org/10.1002/jcu.1870070208>.
- [261] Sonmez G, Ozturk E, Basekim CC, Mutlu H, Kilic S, Onem Y, et al. Effects of altitude on spleen volume: Sonographic assessment. *J Clin Ultrasound* 2007;35:182–5.  
<https://doi.org/10.1002/jcu.20346>.
- [262] McKay AKA, Stellingwerff T, Smith ES, Martin DT, Mujika I, Goosey-Tolfrey VL, et al. Defining Training and Performance Caliber: A Participant Classification Framework. *Int J Sports Physiol Perform* 2022;17:317–31.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0451>.
- [263] Mesquida C, Murphy J, Lakens D, Warne J. Replication concerns in sports and exercise science: a narrative review of selected methodological issues in the field. *R Soc Open Sci* 2022;9:220946.  
<https://doi.org/10.1098/rsos.220946>.
- [264] Halson SL. Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Med* 2014;44:139–47.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>.

- [265] Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, Rojas-Valverde D, de la Cruz Sánchez E, García-Rubio J, Ibáñez SJ, et al. Lower-limb Dynamics of Muscle Oxygen Saturation During the Back-squat Exercise: Effects of Training Load and Effort Level. *J Strength Cond Res* 2020;34:1227–36.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003400>.
- [266] Yodh A, Chance B. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Phys Today* 1995;48:34–40.  
<https://doi.org/10.1063/1.881445>.
- [267] Ferrari M, Wilson DA, Hanley DF, Hartmann JF, Rogers MC, Traystman RJ. Noninvasive determination of hemoglobin saturation in dogs by derivative near-infrared spectroscopy. *Am J Physiol-Heart Circ Physiol* 1989;256:H1493–9.  
<https://doi.org/10.1152/ajpheart.1989.256.5.H1493>.
- [268] Mancini DM, Bolinger L, Li H, Kendrick K, Chance B, Wilson JR. Validation of near-infrared spectroscopy in humans. *J Appl Physiol* 1994;77:2740–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.6.2740>.
- [269] Barstow TJ. Understanding near infrared spectroscopy and its application to skeletal muscle research. *J Appl Physiol* 2019;126:1360–76.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00166.2018>.
- [270] Ferrari M, Quaresima V. Near infrared brain and muscle oximetry: From the discovery to current applications. *J Infrared Spectrosc* 2012;20:1–14.  
<https://doi.org/10.1255/jnirs.973>.
- [271] Perrey S, Ferrari M. Muscle oximetry in Sports Science: A systematic review. *Sports Med* 2018;48:597–616.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0820-1>.
- [272] Salas-Montoro J-A, Mateo-March M, Sánchez-Muñoz C, Zabala M. Determination of second lactate threshold using near-infrared spectroscopy in elite cyclists. *Int J Sports Med* 2022;43:721–8.  
<https://doi.org/10.1055/a-1738-0252>.
- [273] Faude O, Kindermann W, Meyer T. Lactate threshold concepts. *Sports Med* 2009;39:469–90.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200939060-00003>.
- [274] McMorries RM, Joubert DP, Jones EJ, Faries MD. A validation study of a noninvasive lactate threshold device. *Int J Exerc Sci* 2019;12:221–32.

- [275] Seiler KS, Kjerland GØ. Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: is there evidence for an “optimal” distribution? *Scand J Med Sci Sports* 2006;16:49–56.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00418.x>.
- [276] Seiler S. What is best practice for training intensity and duration distribution in endurance athletes? *Int J Sports Physiol Perform* 2010;5:276–91.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.276>.
- [277] Wittekind A, Cooper CE, Elwell CE, Leung TS, Beneke R. Warm-up effects on muscle oxygenation, metabolism and sprint cycling performance. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:3129–39.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2262-z>.
- [278] Skovereng K, Ettema G, van Beekvelt MCP. Oxygenation, local muscle oxygen consumption and joint specific power in cycling: the effect of cadence at a constant external work rate. *Eur J Appl Physiol* 2016;116:1207–17.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-016-3379-x>.
- [279] Takaishi T, Ishida K, Katayama K, Yamazaki K, Yamamoto T, Moritani T. Effect of cycling experience and pedal cadence on the near-infrared spectroscopy parameters. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:2062–71.  
<https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00030>.
- [280] Faiss R, Léger B, Vesin J-M, Fournier P-E, Eggel Y, Dériaz O, et al. Significant molecular and systemic adaptations after repeated sprint training in hypoxia. *PLOS ONE* 2013;8:e56522.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056522>.
- [281] Girard O, Buchheit M, Goodall S, Racinais S. Oxygen availability affects exercise capacity, but not neuromuscular fatigue characteristics of knee extensors, during exhaustive intermittent cycling. *Eur J Appl Physiol* 2021;121:95–107.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-020-04495-2>.
- [282] Crum EM, O’Connor WJ, Loo L van, Valckx M, Stannard SR. Validity and reliability of the Moxy oxygen monitor during incremental cycling exercise. *Eur J Sport Sci* 2017;17:1037–43.  
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1330899>.
- [283] Farzam P, Starkweather Z, Franceschini MA. Validation of a novel wearable, wireless technology to estimate oxygen levels and lactate threshold power in the exercising muscle. *Physiol Rep* 2018;6:e13664.  
<https://doi.org/10.14814/phy2.13664>.

- [284] Feldmann A, Schmitz RW, Erlacher D. Near-infrared spectroscopy-derived muscle oxygen saturation on a 0% to 100% scale: reliability and validity of the Moxy Monitor. *J Biomed Opt* 2019;24:115001.  
<https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.11.115001>.
- [285] Jaén-Carrillo D, Roche-Seruendo LE, Cartón-Llorente A, García-Pinillos F. Agreement between muscle oxygen saturation from two commercially available systems in endurance running: Moxy Monitor versus Humon Hex. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sports Eng Technol* 2021:17543371211015764.  
<https://doi.org/10.1177/17543371211015764>.
- [286] McManus CJ, Collison J, Cooper CE. Performance comparison of the MOXY and PortaMon near-infrared spectroscopy muscle oximeters at rest and during exercise. *J Biomed Opt* 2018;23:1–14.  
<https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.015007>.
- [287] Moxy Monitor. Moxy Monit Muscle Oxyg Monit 2022.  
<https://www.moxymonitor.com/>.
- [288] Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd edition. New York: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
- [289] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005;19:231–40.  
<https://doi.org/10.1519/15184.1>.
- [290] O'Rourke N, Hatcher L, Stepanski EJ. A step-by-step approach to using SAS for univariate & multivariate statistics. SAS Institute; 2005.
- [291] Jöbsis FF. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 1977;198:1264–7.  
<https://doi.org/10.1126/science.929199>.
- [292] Craig JC, Broxterman RM, Wilcox SL, Chen C, Barstow TJ. Effect of adipose tissue thickness, muscle site, and sex on near-infrared spectroscopy derived total-[hemoglobin + myoglobin]. *J Appl Physiol* 2017;123:1571–8.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00207.2017>.
- [293] Wang L, Yoshikawa T, Hara T, Nakao H, Suzuki T, Fujimoto S. Which common NIRS variable reflects muscle estimated lactate threshold most closely? *Appl Physiol Nutr Metab* 2006;31:612–20.  
<https://doi.org/10.1139/h06-069>.
- [294] Fontana FY, Keir DA, Bellotti C, De Roia GF, Murias JM, Pogliaghi S. Determination of respiratory point compensation in healthy adults: Can non-invasive near-infrared spectroscopy help? *J Sci Med Sport* 2015;18:590–5.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.07.016>.

- [295] Lin C-W, Huang C-F, Wang J-S, Fu L-L, Mao T-Y. Detection of ventilatory thresholds using near-infrared spectroscopy with a polynomial regression model. *Saudi J Biol Sci* 2020;27:1637–42.  
<https://doi.org/10.1016/j.sjbs.2020.03.005>.
- [296] Billat VL, Sirvent P, Py G, Koralsztein J-P, Mercier J. The concept of maximal lactate steady state. *Sports Med* 2003;33:407–26.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200333060-00003>.
- [297] Bellotti C, Calabria E, Capelli C, Pogliaghi S. Determination of maximal lactate steady state in healthy adults: can NIRS help? *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:1208–16.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182828ab2>.
- [298] Mäestu J, Cicchella A, Purge P, Ruosi S, Jürimäe J, Jürimäe T. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. *J Strength Cond Res* 2006;20:824–8.  
<https://doi.org/10.1519/R-18275.1>.
- [299] Barranco-Gil D, Gil-Cabrera J, Valenzuela PL, Alejo LB, Montalvo-Pérez A, Talavera E, et al. Functional threshold power: Relationship with respiratory compensation point and effects of various warm-up protocols. *Int J Sports Physiol Perform* 2020:1–5.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0402>.
- [300] Lucía A, Vaquero AF, Pérez M, Sánchez O, Sánchez V, Gómez MA, et al. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients: a new method for anaerobic threshold determination? *Chest* 1997;111:1571–6.  
<https://doi.org/10.1378/chest.111.6.1571>.
- [301] Billat LV. Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training. *Sports Med* 1996;22:157–75.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-199622030-00003>.
- [302] Jones AM, Burnley M, Black MI, Poole DC, Vanhatalo A. The maximal metabolic steady state: redefining the ‘gold standard.’ *Physiol Rep* 2019;7:e14098.  
<https://doi.org/10.14814/phy2.14098>.
- [303] van der Zwaard S, Jaspers RT, Blokland IJ, Achterberg C, Visser JM, Uil AR den, et al. Oxygenation threshold derived from near-infrared spectroscopy: Reliability and its relationship with the first ventilatory threshold. *PLOS ONE* 2016;11:e0162914.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162914>.

- [304] Myers C. Muscle oxygenation applications to endurance training. *Anat Physiol Open Access J - APOAJ* 2020;1:1–8.  
<https://doi.org/10.33552/APOAJ.2020.01.000501>.
- [305] Austin KG, Daigle KA, Patterson P, Cowman J, Chelland S, Haymes EM. Reliability of near-infrared spectroscopy for determining muscle oxygen saturation during exercise. *Res Q Exerc Sport* 2005;76:440–9.  
<https://doi.org/10.1080/02701367.2005.10599317>.
- [306] Mancini DM, Bolinger L, Li H, Kendrick K, Chance B, Wilson JR. Validation of near-infrared spectroscopy in humans. *J Appl Physiol* 1994;77:2740–7.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.6.2740>.
- [307] Rodrigo-Carranza V, González-Mohíno F, Turner AP, Rodriguez-Barbero S, González-Ravé JM. Using a portable near-infrared spectroscopy device to estimate the second ventilatory threshold. *Int J Sports Med* 2021;42:905–10.  
<https://doi.org/10.1055/a-1343-2127>.
- [308] Iannetta D, Qahtani A, Mattioni Maturana F, Murias JM. The near-infrared spectroscopy-derived deoxygenated haemoglobin breaking-point is a repeatable measure that demarcates exercise intensity domains. *J Sci Med Sport* 2017;20:873–7.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.01.237>.
- [309] Turnes T, Santos RP dos, Aguiar RA de, Loch T, Possamai LT, Caputo F. Association between deoxygenated hemoglobin breaking point, anaerobic threshold, and rowing performance. *Int J Sports Physiol Perform* 2019;14:1103–9.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0675>.
- [310] Snyder AC, Parmenter MA. Using near-infrared spectroscopy to determine maximal steady state exercise intensity. *J Strength Cond Res* 2009;23:1833–40.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ad3362>.
- [311] Grassi B, Quaresima V, Marconi C, Ferrari M, Cerretelli P. Blood lactate accumulation and muscle deoxygenation during incremental exercise. *J Appl Physiol* 1999;87:348–55.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1999.87.1.348>.
- [312] Pallarés JG, Morán-Navarro R, Ortega JF, Fernández-Elías VE, Mora-Rodriguez R. Validity and Reliability of Ventilatory and Blood Lactate Thresholds in Well-Trained Cyclists. *PLoS ONE* 2016;11:e0163389.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163389>.

- [313] Lillo-Bevia JR, Pallarés JG. Validity and Reliability of the Cycleops Hammer Cycle Ergometer. *Int J Sports Physiol Perform* 2018;13:853–9.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0403>.
- [314] Perrey S, Ferrari M. Muscle oximetry in sports science: A systematic review. *Sports Med* 2018;48:597–616.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0820-1>.
- [315] Raa A, Sunde GA, Bolann B, Kvåle R, Bjerkvig C, Eliassen HS, et al. Validation of a point-of-care capillary lactate measuring device (Lactate Pro 2). *Scand J Trauma Resusc Emerg Med* 2020;28:83.  
<https://doi.org/10.1186/s13049-020-00776-z>.
- [316] Lucía A, Hoyos J, Pérez M, Chicharro JL. Heart rate and performance parameters in elite cyclists: a longitudinal study. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1777–82.  
<https://doi.org/10.1097/00005768-200010000-00018>.
- [317] Belardinelli R, Barstow TJ, Porszasz J, Wasserman K. Changes in skeletal muscle oxygenation during incremental exercise measured with near infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol* 1995;70:487–92.  
<https://doi.org/10.1007/BF00634377>.
- [318] JASP Team. JASP (Version 0.14) [Computer software] 2020.
- [319] Taylor R. Interpretation of the correlation coefficient: A basic review. *J Diagn Med Sonogr* 1990;6:35–9.  
<https://doi.org/10.1177/875647939000600106>.
- [320] Raleigh C, Donne B, Fleming N. Association between different non-invasively derived thresholds with lactate threshold during graded incremental exercise. *Int J Exerc Sci* 2018;11:391–403.
- [321] Beneke R, Hütler M, Leithäuser RM. Maximal lactate-steady-state independent of performance. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1135–9.  
<https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00016>.
- [322] Elmer DJ, Toney M. Respiratory rate threshold accurately estimates the second lactate threshold. *Int J Sports Med* 2018;39:291–6.  
<https://doi.org/10.1055/s-0043-125448>.
- [323] Sanders D, Myers T, Akubat I. Training-intensity distribution in road cyclists: Objective versus subjective measures. *Int J Sports Physiol Perform* 2017;12:1232–7.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0523>.

- [324] Polsinelli G, Rodio A, Federico B. Estimation of cardiovascular drift through ear temperature during prolonged steady-state cycling: a study protocol. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2021;7:e000907.  
<https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000907>.
- [325] Gastein PB. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Med* 2001;31:725–41.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131100-00003>.
- [326] Connes P, Perrey S, Varray A, Préfaut C, Caillaud C. Faster oxygen uptake kinetics at the onset of submaximal cycling exercise following 4 weeks recombinant human erythropoietin (r-HuEPO) treatment. *Pflugers Arch* 2003;447:231–8.  
<https://doi.org/10.1007/s00424-003-1174-0>.
- [327] Cooper CE. The biochemistry of drugs and doping methods used to enhance aerobic sport performance. *Essays Biochem* 2008;44:63–83.  
<https://doi.org/10.1042/BSE0440063>.
- [328] Sgrò P, Sansone M, Sansone A, Romanelli F, Di Luigi L. Effects of erythropoietin abuse on exercise performance. *Phys Sportsmed* 2018;46:105–15.  
<https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1402663>.
- [329] Mussack V, Wittmann G, Pfaffl MW. On the trail of blood doping-microRNA fingerprints to monitor autologous blood transfusions in vivo. *Am J Hematol* 2021;96:338–53.  
<https://doi.org/10.1002/ajh.26078>.
- [330] Borg G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health* 1990;16:55–8.
- [331] Gandia-Soriano A, Salas-Montoro J-A, Javaloyes A, Lorente-Casaus C, Zabala M, Priego-Quesada JI, et al. Validity and Reliability of Two Near-infrared Spectroscopy Devices to Measure Resting Hemoglobin in Elite Cyclists. *Int J Sports Med* 2022;43:875–80.  
<https://doi.org/10.1055/a-1828-8499>.
- [332] Stewart IB, Warburton DER, Hodges ANH, Lyster DM, McKenzie DC. Cardiovascular and splenic responses to exercise in humans. *J Appl Physiol* 2003;94:1619–26.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00040.2002>.

- [333] Martin JC, Davidson CJ, Pardyjak ER. Understanding Sprint-Cycling Performance: The Integration of Muscle Power, Resistance, and Modeling. *Int J Sports Physiol Perform* 2007;2:5–21.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2.1.5>.
- [334] Hopker J, Myers S, Jobson SA, Bruce W, Passfield L. Validity and reliability of the Wattbike Cycle Ergometer. *Int J Sports Med* 2010;31:731–6.  
<https://doi.org/10.1055/s-0030-1261968>.
- [335] Bar-Or O. The Wingate Anaerobic Test An Update on Methodology, Reliability and Validity. *Sports Med* 1987;4:381–94.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-198704060-00001>.

---

**APNEA:**  
UNA ALTERNATIVA A LA HIPOXIA PARA  
MEJORAR EL RENDIMIENTO EN  
CICLISMO

---

# Anexos



**CURRÍCULUM  
VITAE**

**A  
N  
E  
X  
O  
1**

# Divulgación de resultados

Artículos científicos derivadas de la tesis doctoral y publicados en revistas de impacto

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Mateo-March, M., Sánchez-Muñoz, C., & Zabala, M. (2022). Determination of Second Lactate Threshold using Near-infrared Spectroscopy in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 43(8), 721-728.



<https://doi.org/10.1055/a-1738-0252>

## INDEXACIÓN

**Journal Citation Report - JIF: 2997**

Categoría	Posición (Cuartil)
Sport Sciences – SCIE	41/88 (Q2)

**SCImago Journal & Country Rank (Scopus) - SJR: 0,971**

Categoría	Posición (Cuartil)
Physical Therapy, Sports Therapy and Rehabilitation	33/225 (Q1)
Sports Science	43/123 (Q2)

2. Gandia-Soriano, A., **Salas-Montoro, J.A.\***, Javaloyes, A., Lorente-Casaus, C., Zabala, M., Priego-Quesada, J.I., & Mateo-March, M. (2022). Validity and Reliability of Two Near-infrared Spectroscopy Devices to Measure Resting Hemoglobin in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 43(10), 875-880.



<https://doi.org/10.1055/a-1828-8499>

INDEXACIÓN	
<b>Journal Citation Report - JIF: 2997</b>	
<b>Categoría</b>	<b>Posición (Cuartil)</b>
Sport Sciences – SCIE	41/88 (Q2)
<b>SCImago Journal &amp; Country Rank (Scopus) - SJR: 0,971</b>	
<b>Categoría</b>	<b>Posición (Cuartil)</b>
Physical Therapy, Sports Therapy and Rehabilitation	33/225 (Q1)
Sports Science	43/123 (Q2)

\* Autor de correspondencia

## Artículos científicos derivados de la tesis doctoral y sometidos en revistas de impacto

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Sánchez-Muñoz, C., Mateo-March, M., & Zabala, M. Impact of dry dynamic apneas during warm-up on aerobic performance in professional cyclists.
2. **Salas-Montoro, J.A.**, Sánchez-Muñoz, C., Mateo-March, M., & Zabala, M. (2023). Impact of dry dynamic apneas during warm-up on repeated sprint performance in professional cyclists.

## Aportaciones a congresos de investigación de ámbito internacional derivadas de la tesis doctoral

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Campos, A., & Sánchez-Muñoz, C. Efectos agudos de realizar apneas durante el calentamiento sobre el rendimiento aeróbico en ciclistas profesionales (comunicación oral). XI Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Universidad Católica de Murcia, España, 27/10/2021 – 29/10/2021.
2. **Salas-Montoro, J.A.**, Mateo-March, M., & Sánchez-Muñoz, C. Determinación del segundo umbral de lactato con Humon Hex en ciclistas de élite (póster). XI Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Universidad Católica de Murcia, Murcia, España, 27/10/2021 – 29/10/2021.
3. Gandía-Soriano, A., **Salas-Montoro, J.A.**, Javaloyes, A., Lorente-Casaus, C., Zabala, M., Priego-Quesada, J.I., & Mateo-March, M. Validez y fiabilidad de dos dispositivos NIRS para medir la hemoglobina en reposo en ciclistas profesionales (comunicación oral). II Congreso Anual Internacional de Estudiantes de Doctorado UMH. Universidad Miguel Hernández, Elche, España, 03/02/2022 – 04/02/2022.
4. **Salas-Montoro, J.A.**, Mateo-March, M., Sánchez-Muñoz, C., Pérez-Díaz, J.J., & Zabala, M. Uso de apneas durante el calentamiento y rendimiento deportivo en *sprints* repetidos de ciclistas profesionales. III Congreso Anual Internacional de Estudiantes de Doctorado UMH. Universidad Miguel Hernández, Elche, España, 02/02/2023 – 03/02/2023.

## Otros trabajos publicados durante la tesis doctoral

1. Aguilar-Navarro, M., **Salas-Montoro, J.A.**, Pino-Ortega, J., Salinero, J.J., González-Mohino, F., Alcaraz-Rodríguez, V., Moreno-Pérez, D., Lanza, N., Lara, B., Moreno-Pérez, V., Romero-Moraleda, B., Pérez-López, A., García-Martí, C., & Del Coso, J. (2022). Anti-Doping Knowledge of Students Undertaking Bachelor's Degrees in Sports Sciences in Spain. *Nutrients*, 14(21), 4523.



<https://doi.org/10.3390/nu14214523>

### INDEXACIÓN

**Journal Citation Report - JIF: 2997**

Categoría	Posición (Cuartil)
Sport Sciences – SCIE	41/88 (Q2)

**SCImago Journal & Country Rank (Scopus) - SJR: 0,971**

Categoría	Posición (Cuartil)
Physical Therapy, Sports Therapy and Rehabilitation	33/225 (Q1)
Sports Science	43/123 (Q2)

2. Mateo-March, M., Lillo-Beviá, J.R., della Mattia, G., Muriel, X., Barranco-Gil, D., Zabala, M., Courel-Ibáñez, J., & **Salas-Montoro, J.A.** (2022). Power Profile Index: An Adjustable Metric for Load Monitoring in Road Cycling. *Applied Sciences*, 12(21), 11020.



<https://doi.org/10.3390/app122111020>

### INDEXACIÓN

**Journal Citation Report - JIF: 2838**

Categoría	Posición (Cuartil)
Physics, Applied – SCIE	76/161 (Q2)
Engineering, Multidisciplinary – SCIE	39/92 (Q2)
Materials Science, Multidisciplinary – SCIE	218/345 (Q3)
Chemistry, Multidisciplinary – SCIE	100/179 (Q3)

**SCImago Journal & Country Rank (Scopus) - SJR: 0,507**

Categoría	Posición (Cuartil)
Fluid Flow and Transfer Processes	32/81 (Q2)
Process Chemistry and Technology	31/62 (Q2)
Computer Science Applications	354/729 (Q3)
Engineering (miscellaneous)	124/414 (Q2)
Material Science (miscellaneous)	242/591 (Q2)
Instrumentation	58/141 (Q2)

3. Pérez-Díaz, J.J., **Salas-Montoro, J.A.\***, Rodríguez-Gallego, L., & Mateo-March, M. (2023). Impacto de las nuevas tecnologías en los niveles de actividad física y sedentarismo en el alumnado de Educación Secundaria Obligatoria: Diagnóstico y plan de acción. *SPORT TK-Revista EuroAmericana de Ciencias del Deporte*, 12(Suplemento 1).



<https://doi.org/10.6018/sportk.568331>

### INDEXACIÓN

**SCImago Journal & Country Rank (Scopus) - SJR: 0,140**

Categoría	Posición (Cuartil)
Complementary and Manuel Therapy	12/16 (Q4)
Occupational Therapy	19/23 (Q4)
Physical Therapy, Sports Therapy and Rehabilitation	194/225 (Q4)
Orthopedics and Sports Medicine	268/294 (Q4)
Education	1218/1382(Q4)

**Emerging Sources Citation Index (Web of Science) - ESCI: N/A**

Categoría	Posición (Cuartil)
Sport Sciences – ESCI	

\* Autor de correspondencia

4. **Salas-Montoro, J.A.**, Salas-Montoro, M., Mateo-March, M., & Sánchez-Muñoz, C. (2022). Running to Tokyo: Propuesta práctica para reducir la inactividad física y el sedentarismo mediante la cooperación en actividades de carrera a pie. En *La importancia de una visión transformadora de la educación en valores y el deporte en un contexto social cambiante* (pp. 7-22). Wanceulen Editorial. ISBN 978-84-19388-39-1

### INDEXACIÓN

**Scholarly Publishers Indicators (SPI) - 2022**

Categoría	ICEE	Posición (Cuartil)
Editoriales españolas: General	28	73/99 (Q3)
Editoriales españolas: Educación	23	14/29 (Q2)

5. **Salas-Montoro, J.A.**, Mateo-March, M., Sánchez-Muñoz, C., & Zabala, M. (2022). Condiciones ergonómicas y físicas para la mujer en el alto rendimiento en ciclismo. En *Mujer, ciclismo, sociedad y salud* (pp. 32-45). Real Federación Española de Ciclismo. ISBN 978-84-09-38940-7



[https://yosoyciclista.s3.amazonaws.com/documentos/smartweb/visorpdf/3292/doc\\_6226208537c650.89992594\\_pdf\\_0.pdf](https://yosoyciclista.s3.amazonaws.com/documentos/smartweb/visorpdf/3292/doc_6226208537c650.89992594_pdf_0.pdf)

6. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, J.J., Rodríguez-Gallego, L., & Salas-Montoro, M. (2022). Propuesta práctica para aumentar el tiempo de realización de actividad física del alumnado utilizando nuevas tecnologías. En *Nuevos horizontes metodológicos de la enseñanza de la educación física* (pp. 181-204). Asociación de Docentes e Investigadores Jóvenes en Educación y Salud - ADDIJES. ISBN: 978-84-09-43466-4



<https://drive.google.com/file/d/1TuTdXbsigDa6qJHxXngufYvjjIJeNtYO/view>

## Otros trabajos aceptados y pendientes de publicación durante la tesis doctoral

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, Juan-José, de Rozas, Alejandro, Sánchez-Muñoz, Cristóbal. Bicireunión: una tutoría alternativa para mejorar la salud física y mental del alumnado de Ciencias del Deporte. Dykinson

### INDEXACIÓN

#### Scholarly Publishers Indicators (SPI) - 2022

Categoría	ICEE	Posición (Cuartil)
Editoriales españolas: General	758	3/99 (Q1)
Editoriales españolas: Educación	85	4/29 (Q1)

2. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, Juan-José, de Rozas, Alejandro, Sánchez-Muñoz, Cristóbal. La competición como estrategia global de aprendizaje en Ciencias del Deporte. Una propuesta práctica para la enseñanza del ciclismo. Dykinson.

### INDEXACIÓN

#### Scholarly Publishers Indicators (SPI) - 2022

Categoría	ICEE	Posición (Cuartil)
Editoriales españolas: General	758	3/99 (Q1)
Editoriales españolas: Educación	85	4/29 (Q1)

## Otros trabajos sometidos durante la tesis doctoral

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Ramírez-Lechuga, J., & Zalaba, M. Rendimiento físico y cognitivo en ciclismo utilizando una máscara de entrenamiento – Physical and cognitive cycling performance wearing a training mask. *SPORT TK-Revista EuroAmericana de Ciencias del Deporte*.

## Otras aportaciones a congresos

1. **Salas-Montoro, J.A.**, Salas-Montoro, M., Mateo-March, M., & Sánchez-Muñoz, C. Running to Tokyo: propuesta práctica para reducir la inactividad física y el sedentarismo mediante la cooperación en actividades de carrera a pie (comunicación oral). II Congreso Internacional sobre metodologías activas, modelos de enseñanza-aprendizaje e investigación en Ciencias de la Educación y del Deporte. Universidad de Granada, Granada, España, 25/11/2021 – 26/11/2021.
2. Plaza-Bravo, J.M., **Salas-Montoro, J.A.**, Muros, J.J., & Zabala, M. Características contextuales y actitudes hacia el dopaje en ciclistas y triatletas españoles (póster). II Congreso Anual Internacional de Estudiantes de Doctorado UMH. Universidad Miguel Hernández, Elche, España, 03/02/2022 – 04/02/2022.

3. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, J.J., Rodríguez-Gallego, L., & Salas-Montoro, M. Propuesta práctica para aumentar el tiempo de realización de actividad física del alumnado utilizando nuevas tecnologías (comunicación oral). VI Congreso Internacional en Investigación y Didáctica de la Educación Física – ADDIJES. Universidad de Granada, Granada, España, 23/03/2022 – 25/03/2022.
4. Pérez-Díaz, J.J., **Salas-Montoro, J.A.**, Rodríguez-Gallego, L., & Mateo-March, M. Impacto de las nuevas tecnologías en los niveles de actividad física y sedentarismo en el alumnado de Educación Secundaria Obligatoria: diagnóstico y plan de acción (comunicación oral). VI Congreso Internacional en Investigación y Didáctica de la Educación Física – ADDIJES. Universidad de Granada, Granada, España, 23/03/2022 – 25/03/2022.
5. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, J.J., Sánchez-Muñoz, C., & Ramírez-Lechuga, J. Altitude training mask: ¿Realidad o ficción? Efectos agudos en el rendimiento físico y cognitivo (comunicación oral). IV Congreso de investigación en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte – INEF, Madrid, España, 01/10/2022.
6. Pérez-Díaz, J.J., **Salas-Montoro, J.A.**, Sánchez-Muñoz, C., & Zabala, M. ¿Tests de laboratorio o de campo en ciclismo? Comparativa del rendimiento en un test de contrarreloj de cinco minutos (comunicación oral). IV Congreso de investigación en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte – INEF, Madrid, España, 01/10/2022.

7. Pérez-Díaz, J.J., Avancini, C., **Salas-Montoro, J.A.**, Sanabria, D., Marinazzo, D., Zabala, M., & Ciria, L.F. Demandas cognitivas y autorregulación en ciclismo: el papel de la experiencia (comunicación oral). III Congreso Anual Internacional de Estudiantes de Doctorado UMH. Universidad Miguel Hernández, Elche, España, 02/02/2023 – 03/02/2023.
  
8. **Salas-Montoro, J.A.**, Sánchez-Muñoz, C. Mateo-March, M., & Pérez-Díaz, J.J. Ciclismo en clase. Una propuesta práctica para mejorar la calidad de vida y el medio ambiente (comunicación oral). VII Congreso Internacional en Investigación y Didáctica de la Educación Física – ADDIJES. Universidad de Granada, Granada, España, 22/03/2023 – 24/03/2023.
  
9. Pérez-Díaz, J.J., Sánchez-Muñoz, C. Mateo-March, M., & **Salas-Montoro, J.A.** Propuesta para introducir los primeros auxilios en las clases de Educación Física (comunicación oral). VII Congreso Internacional en Investigación y Didáctica de la Educación Física – ADDIJES. Universidad de Granada, Granada, España, 22/03/2023 – 24/03/2023.
  
10. **Salas-Montoro, J.A.**, Pérez-Díaz, J.J., de Rozas, A., Muros, J.J., Sánchez-Muñoz, C., & Zabala, M. El salto vertical como herramienta para valorar la capacidad de esprintar en ciclismo (póster). IV Congreso Nacional Investigadores en Formación – JIFFI, Granada, España, 21/06/2023 – 23/06/2023.

11. Pérez-Díaz, J.J., **Salas-Montoro, J.A.**, de Rozas, A., Muros, J.J., Sánchez-Muñoz, C., & Zabala, M. Cuatro semanas de suplementación con ácido alfa-lipoico y acetil-L-carnitina no mejoran el rendimiento en ciclistas (póster). IV Congreso Nacional Investigadores en Formación – JIFFI, Granada, España, 21/06/2023 – 23/06/2023.

## Formación

1. Formación Web of Science - Nivel Medio (2 h). Fundación Española para la Ciencia y la Tecnología (FECYT), Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades. 21/03/2019
2. Formación Web of Science - Nivel Avanzado (2 h). Fundación Española para la Ciencia y la Tecnología (FECYT), Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades. 21/03/2019
3. Introducción al uso de RStudio (3 h). Escuela Internacional de Postgrado, Universidad de Granada. 03/04/2020 – 24/04/2020
4. Gestión de residuos urbanos y peligrosos en los Departamentos de la Universidad de Granada (6 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 22/04/2021 – 30/04/2021
5. Revisión sistemática (20 h). Escuela Internacional de Postgrado, Escuela de Doctorado de Ciencias de la Salud, Universidad de Granada. 27/05/2021 – 29/05/2021

6. Humaniza la transferencia (2 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 14/07/2021
7. Iniciación a la docencia universitaria - 2ª Edición (80 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 16/09/2021 – 21/01/2022.
8. La plataforma de recursos de apoyo docente PRADO - Nivel básico - 5ª Edición (20 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 14/02/2022 – 06/03/2022
9. Programa de capacitación digital docente (204 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 03/12/2021 – 01/04/2022
10. La plataforma de recursos de apoyo docente PRADO - Nivel avanzado - 5ª Edición (20 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 18/03/2022 – 08/04/2022
11. Jornada de formación sobre los planes de acción tutorial (3 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 19/10/2022
12. Foro de innovación docente (20 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 01/12/2022 – 02/12/2022.

13. Actividades y recursos en PRADO (3 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 21/11/2022 – 12/12/2022.
14. Herramientas UGR para la transferencia de conocimiento (2 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 26/01/2023.
15. Planificación y evaluación de programas de aprendizaje-servicio (ApS) en alumnado universitario. Justicia social y competencias profesionales (20 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 28/03/2023 – 30/03/2023.
16. Herramientas de evaluación PRADO. Uso del calificador (25 h). Unidad de Calidad, Innovación Docente y Prospectiva de la Universidad de Granada. 27/03/2023 – 21/04/2023.

## Contratos de investigación

1. Asesoramiento, coordinación e investigación para la mejora del rendimiento de los equipos nacionales de mountain bike y ciclismo de ruta sub23 de la Real Federación Española de Ciclismo. 21/01/2021 – 32/12/2021. Investigador colaborador (IP: Mikel Zabala Díaz).

2. Asesoramiento, dirección técnica y coordinación del plan nacional de tecnificación e investigación para la mejora del rendimiento de los equipos nacionales de la Real Federación Española de Ciclismo. 21/01/2021 – 32/12/2021. Investigador colaborador (IP: Cristóbal Sánchez Muñoz).
3. Estudios de variables de rendimiento técnico en los equipos nacionales de ciclismo para la mejora de sus resultados deportivo. 16/06/2022 – 31/12/2022. Investigador colaborador (IP: Mikel Zabala Díaz).
4. Proyecto de Investigación para la mejora del rendimiento de los equipos nacionales de la Real Federación Española de Ciclismo. 16/06/2022 – 31/12/2022. Investigador colaborador (IP: Cristóbal Sánchez Muñoz).
5. Estudios de variables de rendimiento técnico en los equipos nacionales de ciclismo para la mejora de sus resultados deportivo. 01/01/2023 – 31/12/2023. Investigador colaborador (IP: Mikel Zabala Díaz).
6. Proyecto de Investigación para la mejora del rendimiento de los equipos nacionales de la Real Federación Española de Ciclismo. 01/01/2023 – 31/12/2023. Investigador colaborador (IP: Cristóbal Sánchez Muñoz).

**INFORME DEL  
COMITÉ DE  
ÉTICA**

**A  
N  
E  
X  
O  
2**



**COMITE DE ETICA EN INVESTIGACION  
DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA**

La Comisión de Ética en Investigación de la Universidad de Granada, visto el informe preceptivo emitido por la Presidenta del Comité en Investigación Humana, tras la valoración colegiada del Comité en sesión plenaria, en el que se hace constar que la investigación propuesta respeta los principios establecidos en la legislación internacional y nacional en el ámbito de la biomedicina, la biotecnología y la bioética, así como los derechos derivados de la protección de datos de carácter personal,

Emite un Informe Favorable en relación a la investigación titulada: 'APNEA: UNA ALTERNATIVA A LA HIPOXIA PARA MEJORAR EL RENDIMIENTO EN CICLISMO.' que dirige D./Dña. JOSÉ ANTONIO SALAS MONTORO, con NIF , quedando registrada con el nº: 1608/CEIH/2020.

Granada, a 10 de Julio de 2020.

HERRERA  
VIEDMA  
ENRIQUE -

Firmado digitalmente  
por HERRERA VIEDMA  
ENRIQUE -  
Fecha: 2020.07.13  
12:33:56 +02'00'

EL PRESIDENTE  
Fdo: Enrique Herrera Viedma

EL SECRETARIO  
Fdo: Francisco Javier O'Valle Ravassa