



UNIVERSIDAD SAN JORGE
Facultad de Ciencias de la Salud

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud

Potencia mecánica durante la carrera de resistencia: análisis de sensores portátiles disponibles para su evaluación y aplicación al entrenamiento deportivo de corredores



Antonio Cartón Llorente

TESIS DOCTORAL

Villanueva de Gállego, 2021



UNIVERSIDAD SAN JORGE
Facultad de Ciencias de la Salud

TESIS DOCTORAL

**Potencia mecánica durante la carrera de resistencia: análisis
de sensores portátiles disponibles para su evaluación y
aplicación al entrenamiento deportivo de corredores.**

entregada por

ANTONIO CARTÓN LLORENTE

Directores:

Luis E. Roche Seruendo, PhD

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Luis E. Roche Seruendo', written in a cursive style.

Felipe García-Pinillos, PhD

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Felipe García-Pinillos', written in a cursive style.

Villanueva de Gállego, 24 de junio de 2021

*“And he refused to specialize in anything, preferring to keep an eye
on the overall estate rather than any of its parts...”*

Leo Tolstoy, *War and Peace*

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a la Universidad San Jorge que un día, allá por 2013, decidiese contar conmigo y desde entonces me haya permitido seguir desarrollándome personal y profesionalmente en esta casa. Más concretamente a las personas que hay detrás de la institución, que son mucho más que el cargo que ostentan y que consiguen que trabajar aquí sea un reto continuo, un estímulo diario más cercano al placer que a la obligación. A *Doble V* por sus preguntas incómodas y sus ritmos aun más incómodos, a mis chic@s de Estancias e Información Universitaria, por compartir reflexiones sobre la vida en el espacio de un café y a Montse por contagiarme una sonrisa cada mañana.

A mis queridos directores, Felipe y Luis, por liderar siempre desde el ejemplo. De algunas personas habría que aprender hasta los andares y vosotros dos sois, por el límite superior, verdaderos *outliers* en este aspecto. Gracias *Jurgen Klopp*, por mostrarme el camino de la ciencia con paciencia. Se necesitarían varias vidas promedio para entender la mitad de las cosas que llevas en la cabeza y, aun así, mi sensación es que siempre sacas tiempo para una corrección o para unas risas. Para todo menos para presumir. Y muchas gracias, *House*, por compartir tu inacabable energía conmigo desde hace más de 10 años. Tu brillantez no conoce límites y tu generosidad hace que uno se sienta enormemente afortunado por estar en tu equipo.

También quiero agradecer a mis compañeros de investigación Diego Jaén, Alberto Rubio y Jorge Royo por tirar siempre del carro y por vuestra ayuda infatigable. Sois el primer Ferrari de la historia que se para a remolcar un tractor, el *Mate* que nunca te abandona y el chico prodigio al que todos quieren fichar. Ojalá sigamos colaborando juntos por muchos años.

A José Antonio y Regina, por educarme con mano de hierro y guante de seda. Gracias, mamá, por todos los sacrificios que hiciste por nosotros y por enseñarnos lo que es querer de verdad, sin aspavientos. Y gracias, papá, por inculcarme el valor del esfuerzo y la autoexigencia, y por enseñarme el camino sin marcarme el camino. La vida es más fácil cuando tienes dos modelos de referencia como vosotros. Os admiro y os quiero casi por igual.

A mi querida Bisa, que nos estará cotilleando desde ahí arriba, por haber sido “mi *fans* número 1” y por tus sabios consejos refraneros que nunca olvidaré. Y a mis

hermanos, Inés y Santi, por ser compañeros de fatigas en la infancia y maestros confesores en la adultez. Estar con vosotros significa volver a casa, y es algo que añoro ahora más que nunca.

A Laura, el amor de mi vida, por alfabetizarme emocionalmente, conocerme mejor que yo mismo y aun así quererme sin condiciones. Eres coautora de este y de todos los proyectos importantes de mi vida, y me gustaría que siguiésemos añadiendo capítulos a los ya más de 20 que tiene esta historia. Gracias por ayudarme a encontrar el camino de la felicidad y poner en equilibrio todo lo que hacemos.

Finalmente, a Ángela, mi persona favorita, por sentarte justo entre mis ojos y la pantalla del ordenador obligándome a ver las cosas importantes de la vida. Y a Javier, mi *alter ego* de 4 años, por ponerle banda sonora a esta tesis doctoral.

Decía Jim Rohn que "*somos el promedio de las 5 personas de las que nos rodeamos*" y como creo que hay algo de verdad en ello, quiero terminar dándoos a todos nuevamente las gracias por compartir un trocito de vuestras vidas conmigo y hacerme, así, mejor persona.

Tabla de contenido

| | |
|----------------------------------------------------------------|----|
| AGRADECIMIENTOS..... | v |
| LISTA DE FIGURAS..... | 9 |
| LISTA DE TABLAS..... | 11 |
| ABREVIATURAS..... | 13 |
| PREÁMBULO..... | 15 |
| RESUMEN | 17 |
| ABSTRACT | 19 |
| LISTA DE PUBLICACIONES..... | 21 |
| INTRODUCCIÓN | 23 |
| 1.1 La locomoción humana | 23 |
| 1.2 Biomecánica de la carrera | 24 |
| 1.2.1 Trabajo e impulso mecánico | 25 |
| Trabajo externo..... | 26 |
| Trabajo interno..... | 27 |
| 1.2.2 Energía mecánica | 28 |
| El coste de transporte | 31 |
| 1.2.3 La potencia mecánica..... | 32 |
| 1.3 Fisiología de la carrera | 34 |
| 1.3.1 Potencia metabólica..... | 34 |
| 1.3.2 Eficiencia muscular..... | 36 |
| 1.3.3 Economía de carrera | 38 |
| 1.4 Cuantificación de la carga en carrera..... | 38 |
| 1.4.1 Indicadores de carga interna..... | 39 |
| Percepción de esfuerzo | 39 |
| Frecuencia cardiaca..... | 39 |
| Otros indicadores de carga interna..... | 41 |
| 1.4.2 Indicadores de carga externa | 42 |
| Velocidad..... | 42 |
| Potencia..... | 42 |
| 1.5 La potencia de carrera..... | 43 |
| 1.5.1 ¿Por qué medir la potencia en carrera de fondo? | 43 |
| 1.5.2 Cálculo de la potencia de carrera..... | 45 |
| 1.5.3 Medidores de potencia de carrera..... | 47 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Stryd | 49 |
| RunScribe | 50 |
| Garmin Running Power | 51 |
| Polar Vantage V | 52 |
| Myotest | 52 |
| 1.5.4 Validez y fiabilidad de los medidores de potencia de carrera | 56 |
| 1.5.5 Entrenar con potencia de carrera | 61 |
| Curva de Potencia Crítica y curva Potencia-Tiempo | 62 |
| Determinación de las zonas de intensidad por potencia | 63 |
| Umbral Funcional de Potencia o FTP | 64 |
| Métricas relacionadas con la potencia de carrera | 67 |
| 1.6 Referencias..... | 72 |
| 2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS..... | 85 |
| 2.1 Hipótesis..... | 85 |
| 2.2 Objetivo general..... | 85 |
| 2.3 Objetivos específicos..... | 85 |
| 3 MATERIAL Y MÉTODOS | 87 |
| Sistema Stryd..... | 88 |
| Sistema RunScribe..... | 90 |
| Referencias..... | 93 |
| 4 RESULTADOS | 95 |
| Estudio 1. Mechanical power in endurance running: A scoping review on sensors for power output estimation during running..... | 99 |
| Estudio 2. Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power..... | 121 |
| Estudio 3. Estimating functional threshold power in endurance running from shorter time trials using a 6-axis inertial measurement sensor..... | 129 |
| Estudio 4. The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners..... | 145 |
| 5 DISCUSIÓN..... | 163 |
| Referencias..... | 171 |
| 6 LIMITACIONES | 177 |
| Referencias..... | 180 |
| 7 IDEAS DE FUTURO | 183 |
| 8 CONCLUSIONES | 187 |

| | | |
|-----|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 9 | ANEXOS | 191 |
| 9.1 | Anexo 1. FI-379. Aceptación de coautores de publicaciones en tesis doctorales por compendio de artículos..... | 193 |
| 9.2 | ANEXO 2. Comité de ética del estudio 2. | 203 |
| 9.3 | ANEXO 3. Consentimiento informado del estudio 2..... | 207 |
| 9.4 | ANEXO 4. Comité de ética de los estudios 3 y 4 | 215 |
| 9.5 | ANEXO 5. Consentimiento informado de los estudios 3 y 4 | 219 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 1. Representación gráfica de la fase de vuelo según el modelo masa-muelle. ... | 25 |
| Figura 2. Fuerzas de reacción del suelo e impulsos de carrera. | 26 |
| Figura 3. Distintas formas de obtener el mismo impulso mecánico en carrera..... | 27 |
| Figura 4. Representación esquemática de la cinemática de la carrera. | 29 |
| Figura 5. Representación esquemática del modelo masa-muelle..... | 30 |
| Figura 6. Coste de transporte en función de la velocidad para diferentes tipos de locomoción humana..... | 32 |
| Figura 7. Conversión de la potencia metabólica en potencia mecánica, con pérdida de energía en forma de calor. | 35 |
| Figura 8. Relación potencia mecánica – potencia metabólica en ciclismo. | 37 |
| Figura 9. Gasto metabólico de un corredor en términos de energía mecánica y térmica. Adaptado de Stryd.com | 48 |
| Figura 10. Representación gráfica de los conceptos Potencia Crítica y W' , y su relación con los dominios de intensidad propuestos por Burnley et al ^{98,103} | 62 |
| Figura 11. Relación teórica potencia-velocidad. | 68 |
| Figura 12. Descomposición del coste metabólico de correr..... | 70 |
| Figura 13. Colocación de los sensores de potencia de carrera Stryd™ y RunScribe™ utilizados para la toma de datos..... | 88 |
| Figure 14. PRISMA flow diagram. | 104 |
| Figure 15. Stryd™ and RunScribe™ footpods placement. | 124 |
| Figure 16. Pearson's correlation analysis between RunScribe and Stryd's power output data achieved during a 3-min treadmill running protocol. | 126 |
| Figure 17. Bland-Altman plots for the measurement of power output during running at self-selected comfortable speed for both systems (Stryd™ vs. RunScribe™)..... | 126 |
| Figure 18. Individual average running speed for each time trial (i.e., 10 min, 20 min, 30 min and 60 min)..... | 137 |
| Figure 19. Individual analysis of the power output during running, in absolute (upper panel) and relative values (lower panel) (10-, 20-, 30- and 60-min time trials)..... | 138 |

Figure 20. Association between the mean power output achieved during a 60-min time trial (TT) and the MPO achieved during 10-min, 20-min and 30-min TTs in trained endurance runners..... 139

Figure 21. Power during a 60-min running protocol considering 5-min time periods. Triangles shows the absolute values (W) and squares shows the relative values (W/kg). 155

Figure 22. Power-related variables (i.e., form power [triangles] and running effectiveness [squares]) during a 60-min running protocol considering 5-min time periods. 155

LISTA DE TABLAS

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabla 1. Estudios (n =9) que incluyen el uso de sensores portátiles para el cálculo de la potencia de carrera..... | 54 |
| Tabla 2. Estudios (n = 7) que evaluaron la fiabilidad y validez de los diferentes sistemas portátiles con capacidad para medir potencia de carrera. | 60 |
| Tabla 3. Estudios de comparación entre el FTP y la potencia correspondiente a los valores umbrales previamente validados. Adaptado de Chorley et al. 2020..... | 66 |
| Tabla 4. Resumen de la metodología empleada en los artículos que componen la presente tesis doctoral..... | 92 |
| Tabla 5. Resumen de los principales resultados obtenidos en los estudios que componen esta tesis doctoral..... | 97 |
| Table 6. Studies (n =12) involving the use of wearable sensors with the capacity of measuring power during running protocols..... | 106 |
| Table 7. Studies (n = 7) examining the reliability and validity of different wearable sensors with the capacity to measure power during running..... | 109 |
| Table 8. Modified Downs and Black scale | 110 |
| Table 9. Descriptive characteristics of the participants (mean, \pm SD; n, %). | 125 |
| Table 10. Coefficient of variation (CV) and standard error of the mean (SEM) of power data from both systems (Stryd™ vs. RunScribe™). | 125 |
| Table 11. Descriptive values and comparative analysis of power output during running from two different systems (Stryd™ vs. RunScribe™). | 126 |
| Table 12. Studies (n = 5) evaluating the use of wearable power meters or using their power output data during running protocols..... | 133 |
| Table 13. Acute response (mean, SD) to the different running time trials. | 137 |
| Table 14. Level of agreement between power output obtained during different running based-time trials regarding the reference duration (60-min time trial). | 138 |
| Table 15. External and internal load indicators during a 60-min running time trial on treadmill considering 5-min time periods..... | 154 |
| Table 16. Pairwise comparisons (t-test) between non-fatigued and fatigued 3-minutes runs at 12 km/h, before and immediately after a 60-min running time trial..... | 156 |

ABREVIATURAS

| | | | |
|------------|---------------------------------------------|-----------------|------------------------------------------------------------------|
| ACSM | American College of Sports Medicine | ICF% | Factor individual de corrección porcentual |
| ΔL | Desplazamiento vertical del centro de masas | IMU | Unidad de medición inercial |
| Δy | Deformación del muelle de la pierna | J | Julios |
| BW | Peso corporal | K | Rigidez del muelle de la pierna |
| C_M | Centro de masas | LT | Umbral de lactato |
| CSL | Concentración sanguínea de lactato | m | masa |
| CV | Coefficiente de variación | MLSS | Máximo estado estable del lactato |
| EC | Efectividad de carrera | MPO | Mean Power Output / Potencia media |
| F | Fuerza | nMPO | Potencia media normalizada por el peso |
| FC | Frecuencia cardiaca | P | Potencia |
| FCmax | Frecuencia cardiaca máxima | PC | Potencia crítica |
| FP | Potencia de forma | ppm | Pulsaciones cardiacas por minuto |
| FTP | Umbral funcional de potencia | RE | Efectividad de carrera |
| FTPn | Test de cálculo del FTP de n minutos | RPE | Tasa de esfuerzo percibido |
| FV_R | Frecuencia Cardiaca de reserva (Karvonen) | SEE | Error estándar de la estimación |
| GarminRP | Garmin Running Power | SEM | Error estándar de la media |
| GOVSS | Gravity ordered Velocity Stress Score | sRPE | tasa de esfuerzo percibido de la sesión |
| GPS | Sistemas de Posicionamiento Global | TRIMP | Training Impulse |
| GRF | Fuerzas de reacción del suelo | V | Velocidad |
| h | Altura | VCM | Velocidad del centro de masas |
| HR | Heart Rate | VO ₂ | Consumo de oxígeno |
| Hz | Hercios | W | Wattios |
| ICC | Coefficiente de correlación intraclase | W' | Cantidad de trabajo realizable por encima de la potencia crítica |

PREÁMBULO

La memoria de Tesis doctoral que se presenta en este documento se estructura en 9 apartados.

En este [PREÁMBULO](#) se presenta un resumen con los principales hallazgos de cada sección que serán posteriormente desglosados en ellas. También se acompaña del listado de artículos que componen la memoria final. En la sección [1. INTRODUCCIÓN](#) se revisa el modelo biomecánico de aplicación para el cálculo de la potencia de carrera, así como la evidencia actual de esta novedosa métrica y los sensores que se aplican para su medición. El apartado [2. OBJETIVOS](#) recoge el objetivo principal de la tesis y los objetivos secundarios de la misma, ordenados secuencialmente según los artículos de esta tesis doctoral. La sección [3. MATERIAL Y MÉTODOS](#) resume en una tabla los materiales principales y las metodologías desarrolladas en los estudios llevados a cabo. En el apartado número [4. RESULTADOS](#) se presenta una tabla resumen con los resultados más destacados de cada uno de los artículos de la tesis. A continuación, se presentan los artículos de investigación en el formato de publicación o en el que han sido presentados previamente en las revistas científicas. El apartado [5. DISCUSIÓN](#) se comparan los resultados de los estudios llevados a cabo con trabajos previos sobre el uso de sensores de medición de potencia de carrera. En la sección de [6. LIMITACIONES](#) se presentan los aspectos que afectan a la generalización de los resultados obtenidos. El capítulo [7. CONCLUSIONES](#) destaca las principales conclusiones obtenidas en los estudios y la utilidad de los resultados obtenidos. En la sección de [8. IDEAS DE FUTURO](#) se plantea cómo dar continuidad a la línea de investigación iniciada. En la sección [9. ANEXOS](#) se adjunta información relativa a los estudios de investigación como los informes aprobados del comité de ética, los consentimientos informados, artículos originales publicados y el curriculum del investigador).

RESUMEN

El número de carreras de fondo (i.e., ≥ 5 km) se ha multiplicado en la última década a nivel mundial, con un incremento masivo de participantes de todas las edades y niveles. Paralelamente, el interés de la comunidad científica por conocer las claves del rendimiento para este tipo de carreras se ha visto incentivado. Medir con precisión la intensidad de carrera (i.e., el estrés inducido) permitiría impulsar los límites del rendimiento y mejorar la comprensión de las adaptaciones generadas. Sin embargo, ningún indicador hasta la fecha ha demostrado ser suficientemente preciso, repetible y aplicable en entornos reales para reflejar la intensidad del esfuerzo independientemente de las condiciones externas (el viento, la inclinación o el tipo de terreno). Dado que los actuales dispositivos portátiles para carrera permiten calcular nuevas métricas como la potencia mecánica externa, además de la distancia y el ritmo, un nuevo enfoque que combine estas métricas de carga externa con las de carga interna (e.g., frecuencia cardíaca, concentración sanguínea de lactato) representan el futuro de la cuantificación de la intensidad de carrera y la carga soportada por los atletas.

Los medidores de potencia de carrera portátiles estiman la fuerza aplicada por los atletas derivada de sus medidas antropométricas, los parámetros espaciotemporales de carrera, la inclinación del terreno y la resistencia del aire. La principal ventaja de estos dispositivos de bajo coste es que son capaces de monitorizar la intensidad del esfuerzo teniendo en cuenta el viento, la inclinación y el tipo de terreno. Aunque la fiabilidad de estos dispositivos portátiles no ha sido aun descrita y sus datos no han sido comparados formalmente con los métodos de referencia, algunos de ellos han mostrado una gran validez concurrente con las demandas metabólicas durante pruebas de laboratorio y al aire libre.

El objetivo principal de esta tesis doctoral fue analizar el marco teórico disponible sobre entrenamiento por potencia en corredores de resistencia y ampliarlo con especial énfasis en la validez y fiabilidad de los sensores portátiles disponibles y su aplicación al entrenamiento deportivo (a través del concepto de umbral funcional de potencia).

Para llevar a cabo el objetivo principal se realizaron varios estudios que se reflejan en 4 artículos: i) La potencia mecánica en carrera de resistencia: una revisión del alcance

sobre los sensores para la estimación de la potencia en carrera (**Artículo 1**); ii) Fiabilidad absoluta y grado de acuerdo entre los sistemas Stryd™ y RunScribe™ para la medición de la potencia de carrera (**Artículo 2**); iii) Estimación del Umbral Funcional de Potencia a partir de pruebas de tiempo fijo más cortas mediante una Unidad de Medición Inercial de 6 ejes (**Artículo 3**); iv) Efectos agudos de una prueba contrarreloj de 60 minutos sobre las métricas de potencia en atletas de fondo entrenados (**Artículo 4**).

Los principales hallazgos de la presente tesis doctoral son: i) La evidencia actual sobre la potencia crítica y las relaciones potencia-tiempo y potencia-duración en carrera representa prometedor escenario para la cuantificación de la potencia con el uso de sensores portátiles; ii) Algunos estudios han evaluado la validez y fiabilidad de diferentes dispositivos portátiles disponibles tanto para los parámetros cinemáticos como para la potencia de carrera, sin embargo, se necesita más investigación sobre los medidores de potencia de carrera antes de llegar a una conclusión definitiva con respecto a su validez y fiabilidad. iii) Los sistemas Stryd™ y RunScribe™ presentan una buena fiabilidad absoluta ($CV \leq 3\%$), comparable a los sensores análogos empleados en ciclismo; iv) Pese al alto grado de concordancia del dato de potencia de ambos dispositivos ($r = 0.783$, $p < 0,001$) su uso intercambiable no se aconseja debido al elevado error aleatorio (-12 ± 27 W); v) Las pruebas de 10, 20 y 30 minutos mostraron asociaciones significativas con el FTP calculado ($p < 0,001$), siendo mejores los resultados para los test más largos; vi) Los factores de corrección porcentuales para cada prueba fueron de $\sim 90\%$ para el FTP₁₀, $\sim 94\%$ para el FTP₂₀, y $\sim 96\%$ para el FTP₃₀, en atletas entrenados; vii) los corredores de fondo entrenados mostraron capacidad para mantener estable su potencia de salida y efectividad de carrera durante un protocolo casi máximo de 60 minutos de duración.

Pese a que los novedosos dispositivos de medición de potencia en carrera aun tienen margen para su desarrollo y validación científica, su rápido desarrollo en la última década persigue el objetivo de revolucionar el entrenamiento y la competición de los atletas de élite y aficionados, como sucediera antes en el ciclismo. El análisis de las métricas de potencia y sus interconexiones con otros datos fisiológicos y biomecánicos acelerará en los próximos años el desarrollo de las ciencias de la salud y el deporte, permitiendo una mejor comprensión de las respuestas y adaptaciones del ser humano al ejercicio de resistencia, ayudando a la selección de materiales deportivos y orientando a entrenadores y practicantes en la planificación de sus metodologías de entrenamiento y estrategias de carrera.

ABSTRACT

The number of long-distance races (i.e., ≥ 5 km) has multiplied in the last decade worldwide, with a massive increase in participants of all ages and levels. In parallel, the scientific community's interest in understanding the keys to performance for this type of running has been spurred. Accurately measuring running intensity (i.e., induced stress) would allow to push the limits of performance and improve the understanding of the adaptations generated. However, no indicator to date has proven to be sufficiently accurate, repeatable, and applicable in real-world environments to reflect effort intensity independent of external conditions (wind, incline gradient, or terrain type). Given that current portable running devices allow the calculation of new metrics such as external mechanical power in addition to distance and pace, a new approach that combines these external load metrics with internal load metrics (e.g., heart rate, blood lactate concentration) represents the future of quantifying running intensity and load borne by athletes.

Portable running power meters estimate the force applied by athletes derived from their anthropometric measurements, spatiotemporal running parameters, terrain inclination and air resistance. The main advantage of these low-cost devices is that they are able to monitor effort intensity taking into account wind, gradient and terrain type. Although the reliability of these portable devices has not yet been described and their data have not been formally compared with reference methods, some of them have shown high concurrent validity with metabolic demands during laboratory and outdoor tests.

The main aim of this PhD Thesis was to analyze the available theoretical framework on training with power in endurance runners and to extend it with special emphasis on the validity and reliability of the available portable sensors and their application to sports training (through the concept of functional power threshold).

To carry out the main aim, several studies were conducted and are reflected in 4 articles: i) Mechanical power in endurance running: A scoping review on sensors for power output estimation during running (**Study 1**); ii) Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power (**Study 2**); iii) Estimating functional threshold power in endurance running from shorter time trials using a 6-axis

inertial measurement sensor (**Study 3**); iv) The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners (**Study 4**).

The main findings of the present PhD Thesis are: i) The current evidence on Critical Power, power-time and power-duration relationships in running represents a promising scenario for power quantification with the use of portable sensors; ii) Some studies have evaluated the validity and reliability of different portable devices available for both kinematic parameters and running power, however, more research on running power meters is needed before a definitive conclusion regarding their validity and reliability can be reached. iii) The Stryd™ and RunScribe™ systems show good absolute reliability ($CV \leq 3\%$), comparable to analog sensors used in cycling; iv) Despite the high degree of agreement of the power data from both devices ($r = 0.783$, $p < 0.001$) their interchangeable use is not advised due to the high random error (-12 ± 27 W); v) The 10-, 20- and 30-minute tests showed significant associations with calculated FTP ($p < 0.001$), with better results for the longer tests; vi) The Individual Correction Factors (%) found for each test were $\sim 90\%$ for FTP₁₀, $\sim 94\%$ for FTP₂₀, and $\sim 96\%$ for FTP₃₀, in trained athletes; vii) trained endurance runners showed ability to maintain stable power output and running effectiveness during a near-maximal protocol of 60 min.

Although novel running power output measurement devices still have room for development and scientific validation, their rapid development over the last decade aims to revolutionize training and competition for elite and amateur athletes, as was previously the case in cycling. The analysis of power metrics and their interconnections with other physiological and biomechanical data will accelerate the development of health and sport sciences in the coming years, allowing a better understanding of human responses and adaptations to endurance exercise, helping in the selection of sports equipment and guiding coaches and practitioners in the planning of their training methodologies and racing strategies.

LISTA DE PUBLICACIONES

La presente memoria de Tesis Doctoral está compuesta por los siguientes artículos científicos:

Estudio 1. Jaén-Carrillo D, Roche-Seruendo LE, Cartón-Llorente A, Ramírez-Campillo R, García-Pinillos F. Mechanical Power in Endurance Running: A Scoping Review on Sensors for Power Output Estimation during Running. *Sensors (Basel)*. 2020 Nov 13;20(22):6482. doi: 10.3390/s20226482. PMID: 33202809; PMCID: PMC7696724.

Estudio 2. Cartón-Llorente A, Roche-Seruendo LE, Jaén-Carrillo D, Marcen-Cinca N, García-Pinillos F. Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. January 2021. doi:10.1177/1754337120984644

Estudio 3. Cartón-Llorente A, García-Pinillos F, Royo-Borrueal J, Rubio-Peiretén A, Jaén-Carrillo D, Roche-Seruendo LE. Estimating Functional Threshold Power in Endurance Running from Shorter Time Trials Using a 6-Axis Inertial Measurement Sensor. *Sensors (Basel)*. 2021 Jan 15;21(2):582. doi: 10.3390/s21020582. PMID: 33467511; PMCID: PMC7830104.

Estudio 4. Antonio Cartón-Llorente, Luis E. Roche-Seruendo, Diego Jaén-Carrillo, Felipe García-Pinillos. The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners. *Submitted*.

INTRODUCCIÓN

1.1 La locomoción humana

Las dos principales formas de locomoción terrestre humana son la marcha y la carrera. Ninguna de ellas resulta particularmente eficiente si la comparamos con otras especies voladoras o nadadoras ya que en ambas se ha de recolocar las piernas constantemente para completar el ciclo y mantener el avance. Por el contrario, muchos animales acuáticos y voladores pueden detener su movimiento y servirse de las corrientes existentes o de su propia inercia para deslizarse planeando y avanzar.

La marcha humana puede explicarse de manera simplificada a través del modelo de péndulo invertido. Consiste en un mecanismo rígido cuya característica diferenciadora es la existencia de una fase de doble apoyo o apoyo de ambos pies. Nos permite avanzar a velocidades lentas durante largos periodos de tiempo.

Por su parte, el modelo simplificado que nos ayuda entender la mecánica de la carrera es el de un muelle o pelota rebotando contra el suelo. Este mecanismo, a diferencia del de la marcha, es más flexible e incluye una fase de vuelo en la que ninguna de las extremidades inferiores está en contacto con el suelo. Pese a que correr es una actividad más demandante que andar en términos energéticos, la carrera nos permite incrementar la velocidad de desplazamiento y se convierte en la forma de locomoción humana más eficiente a partir de una cierta velocidad ¹⁻³.

La locomoción humana puede ser explicada de manera simple a través de las leyes fundamentales de la dinámica, desarrolladas por Sir Isaac Newton. La primera de estas leyes justifica que para desplazar o detener un cuerpo se requiere la aplicación de una o varias fuerzas de resultante distinta a cero. Si entendemos que la resultante de dichas fuerzas se aplica sobre el centro de masas (C_M) del individuo, éste experimentará una aceleración proporcional a dicha fuerza y con su misma dirección y sentido (segunda ley de Newton). La expresión matemática de esta ley o principio fundamental de la dinámica es la siguiente:

$$F = m \cdot a \quad (\text{Ecuación 1})$$

Finalmente, la tercera ley de Newton justifica que cuando un cuerpo (el pie) ejerce una acción sobre otro (el suelo), el segundo reaccionará contra el primero con otra fuerza de la misma magnitud y dirección, pero de sentido opuesto. Este principio, conocido como principio de acción y reacción, es la explicación biomecánica de por qué al intentar arrastrar el suelo bajo nuestros pies hacia atrás la fuerza de reacción resultante nos empuja hacia delante produciendo el desplazamiento.

1.2 Biomecánica de la carrera

El ciclo de la carrera puede ser descrito de diversas maneras. Atendiendo a los eventos que ocurren con una única extremidad, podríamos definirlo como el intervalo entre el momento de contacto de un pie con el suelo hasta el siguiente apoyo del mismo pie. Por lo tanto, un ciclo completo se divide en una fase de apoyo y otra de oscilación de la pierna. Durante la fase de apoyo se generan contra el suelo las fuerzas que propulsan el cuerpo hacia delante, mientras que en la fase de oscilación de la pierna se ha de recuperar la posición de esta desde su punto más retrasado, en el despegue, hasta el más adelantado, en el siguiente apoyo del mismo pie ⁴.

Si tomamos la división del ciclo de carrera en pasos podemos entender que cada ciclo tiene dos fases de apoyo, una con cada pie, y dos de vuelo, en las que ambos pies se encuentran en el aire. En términos físicos, cada una de estas fases de vuelo se puede interpretar como un tiro oblicuo en el que el cuerpo (proyectil) es propulsado hacia arriba y adelante por las fuerzas generadas durante cada uno de los apoyos.

Siguiendo esta interpretación, resulta más sencillo comprender algunas de las variables espaciotemporales de la carrera que se emplean habitualmente para el análisis biomecánico de la carrera. El tiempo de paso, por ejemplo, se expresa como la suma de los tiempos de vuelo y de contacto. La frecuencia de paso, a su vez, es la inversa del tiempo de paso, y se define como el número de pasos por minuto. Algunos autores prefieren usar el término cadencia para referirse al mismo concepto.

A medida que la velocidad del atleta se incrementa, el tiempo de contacto tiende a disminuir y el de vuelo a aumentar ^{5, 6}. El incremento del tiempo de vuelo supone un aumento de la altura del C_M del corredor durante la fase de vuelo, y un aumento de la longitud de paso. Este hecho, por sí sólo, requeriría de una mayor fuerza o un mayor tiempo de aplicación de la misma para generar ese impulso extra sobre el centro de

gravedad del atleta. Sin embargo, lo que en realidad sucede con el aumento de velocidad es que el tiempo de contacto se ve reducido, por lo que a mayor velocidad se hace necesario generar más fuerza y durante menos tiempo.

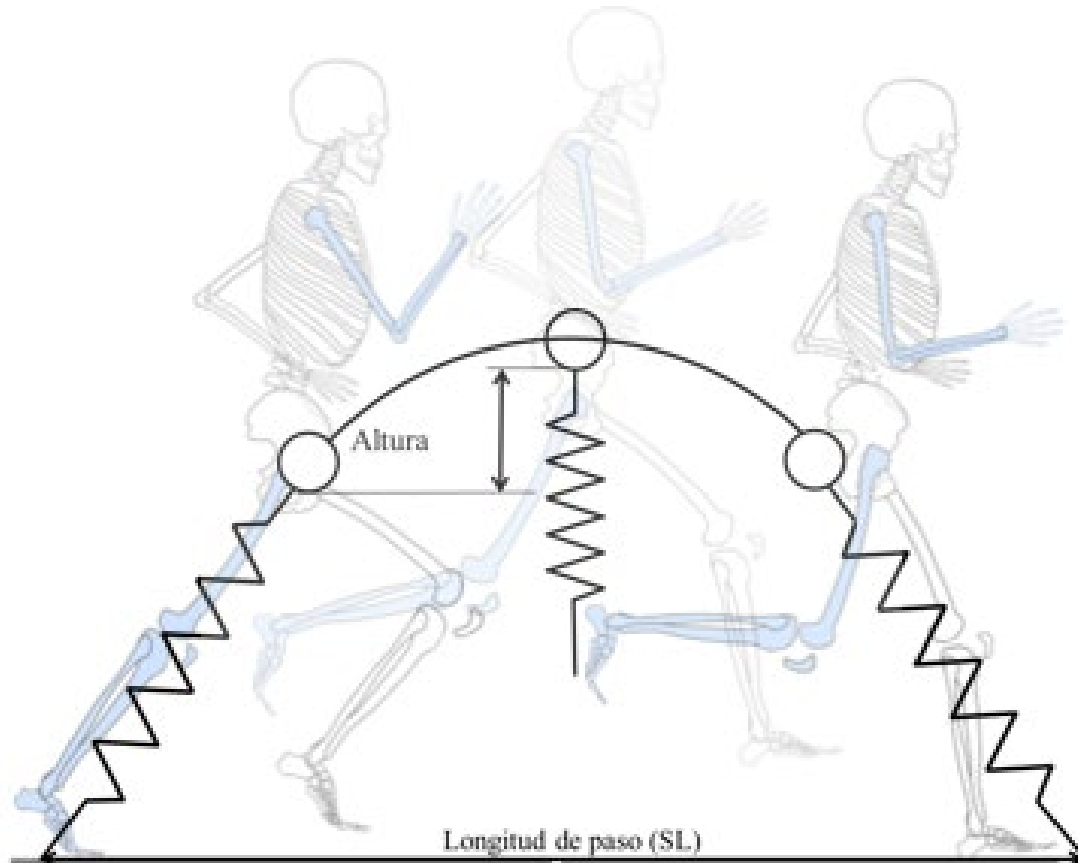


Figura 1. Representación gráfica de la fase de vuelo según el modelo masa-muelle.

Por último, la velocidad del paso se expresaría como la relación entre la longitud del paso y el tiempo del mismo. Si sustituimos en la ecuación el tiempo de paso por su inversa (i.e., la frecuencia de paso), podemos expresar también la velocidad del paso como el producto de la longitud y la frecuencia del mismo. De esta forma obtenemos los dos parámetros mediante los cuales se puede incrementar la velocidad de carrera, aumentar la amplitud de nuestras zancadas y/o aumentar la frecuencia de las mismas ⁶.

1.2.1 Trabajo e impulso mecánico

Cuando una fuerza es aplicada sobre un cuerpo y genera un desplazamiento, se dice que realiza un trabajo mecánico. Dicho trabajo es el producto de la fuerza ejercida por la distancia de desplazamiento.

$$W = F \cdot d \quad (\text{Ecuación 2})$$

Durante la carrera a pie se requiere la generación de fuerzas contra el suelo para impulsar el cuerpo hacia arriba y hacia delante, así como fuerzas sobre los distintos segmentos corporales para devolverlos a su posición inicial al comienzo del ciclo.

Trabajo externo

Las fuerzas de reacción del suelo contra el pie generan un desplazamiento hacia delante y hacia arriba del C_M del sujeto. Como la fuerza que genera este avance del C_M es de origen externo al individuo, el trabajo resultante es lo que conocemos como trabajo mecánico externo.

Si integramos la fuerza que se genera durante la fase de apoyo en función del tiempo (en lugar de por la distancia) lo que obtenemos es el impulso mecánico que genera esa fuerza. Gráficamente, el impulso se representa como el área bajo la curva de las fuerzas de reacción del suelo (figura 2).

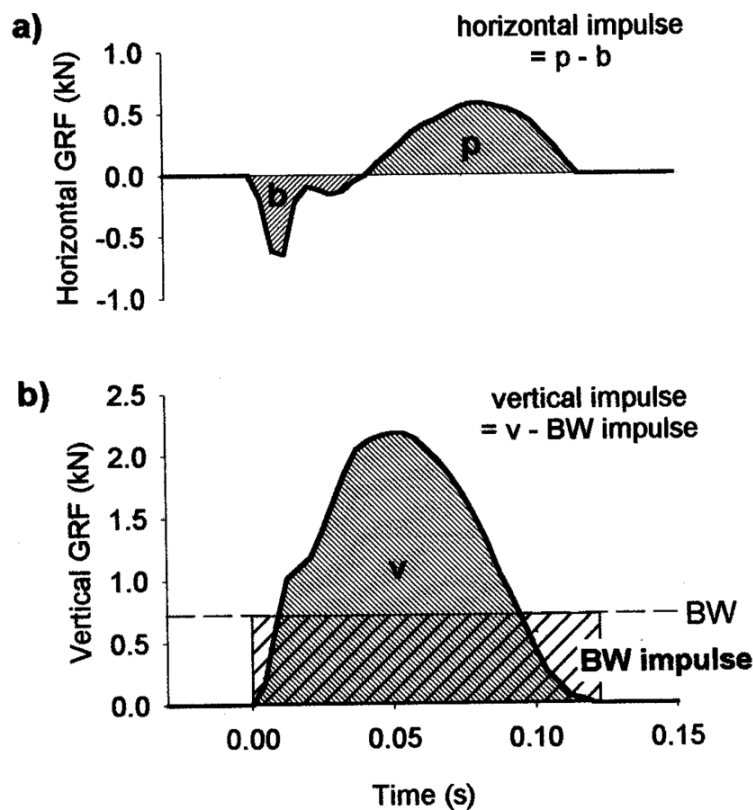


Figura 2. Fuerzas de reacción del suelo e impulsos de carrera. (a) p es el impulso propulsor hacia delante, y b es el impulso de frenado. (b) v es el área bajo la curva vertical de las fuerzas de reacción del suelo (GRF), y el impulso de BW es el impulso debido al peso corporal. Hunter, J et al. 2005.

Relationships between Ground Reaction Force Impulse and Kinematics of Sprint-Running Acceleration. Journal of applied biomechanics. 21. 31-43. 10.1123/jab.21.1.31.

Considerando el principio de conservación del momento lineal, la cantidad de movimiento generado es igual al impulso mecánico ejercido. Por lo tanto, si ignoramos los efectos de la resistencia del viento, cuando los impulsos horizontales, de frenado, propulsores y verticales se expresan en relación con la masa corporal, reflejan el cambio en la velocidad del C_M durante los períodos respectivos y en las direcciones respectivas.

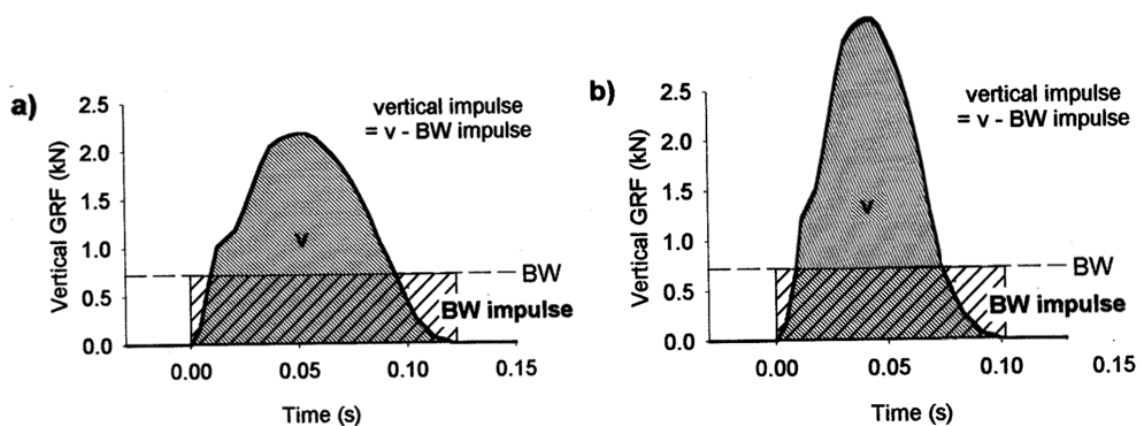


Figura 3. Distintas formas de obtener el mismo impulso mecánico en carrera. *v* representa el mismo impulso vertical en (a) y (b). Nótese que en (b) el tiempo de aplicación de la fuerza es menor por lo que el pico de fuerza ha de ser mayor para igualar el impulso. Adaptado de Hunter, J et al. 2005. *Relationships between Ground Reaction Force Impulse and Kinematics of Sprint-Running Acceleration. Journal of applied biomechanics. 21. 31-43. 10.1123/jab.21.1.31.*

Como las fuerzas externas se generan durante el tiempo de contacto, y al aumentar la velocidad, este se reduce, si queremos mantener el mismo impulso de propulsión debemos incrementar el pico de fuerza por unidad de tiempo (figura 3).

Trabajo interno

Reducir el trabajo total para la locomoción humana a su componente externo es un análisis excesivamente simplista. En realidad, propulsar el cuerpo humano en la dirección deseada implica mover el tronco y un número finito de segmentos corporales, cada uno con su propia masa, en relación con el C_M (i.e., cambiando las energías cinéticas y potenciales de cada uno de los segmentos). Dado que las fuerzas que originan estos

desplazamientos relativos son de origen interno, la suma de trabajos por ellas producidos es lo que denominamos trabajo mecánico interno.

La suma de los trabajos externo e interno conforma el trabajo total requerido para desplazar el cuerpo humano en relación con su entorno.

$$W_{tot} = W_{int} + W_{ext} \quad (\text{Ecuación 3})$$

1.2.2 Energía mecánica

La energía se define como la capacidad de un cuerpo para realizar un trabajo. Aunque ambas magnitudes se expresan en julios (J), la energía se distingue del trabajo en que no representa algo material y en que puede almacenarse y expresarse de muchas formas. En el caso que nos ocupa, la energía mecánica se subdivide en energía cinética (a causa del movimiento) y energía potencial (debida a la altura).

La energía necesaria para llevar a cabo el trabajo externo de la locomoción humana es la suma de las energías cinética y potencial que se aplican sobre su C_M . La energía cinética se expresa en función de la masa total del individuo (m) y la velocidad de su centro de masas (v_{C_M}), mientras que la energía potencial es dependiente de la masa del sujeto, la altura (h) de su C_M y la aceleración de la gravedad.

Por su parte, la energía requerida para llevar a cabo el trabajo interno del transporte humano se calcula mediante la suma de las energías cinéticas lineales y rotacionales de los n segmentos corporales que se desplazan y/o rotan relativamente respecto del C_M del individuo (figura 4).

$$E_{mec\ total} = \frac{1}{2}m \cdot v_{C_M}^2 + mgh + \sum_1^n \left(\frac{1}{2}m_i \cdot v_i^2 + \frac{1}{2}m_i \cdot \omega_i^2 \right) \quad (\text{Ecuación 4})$$

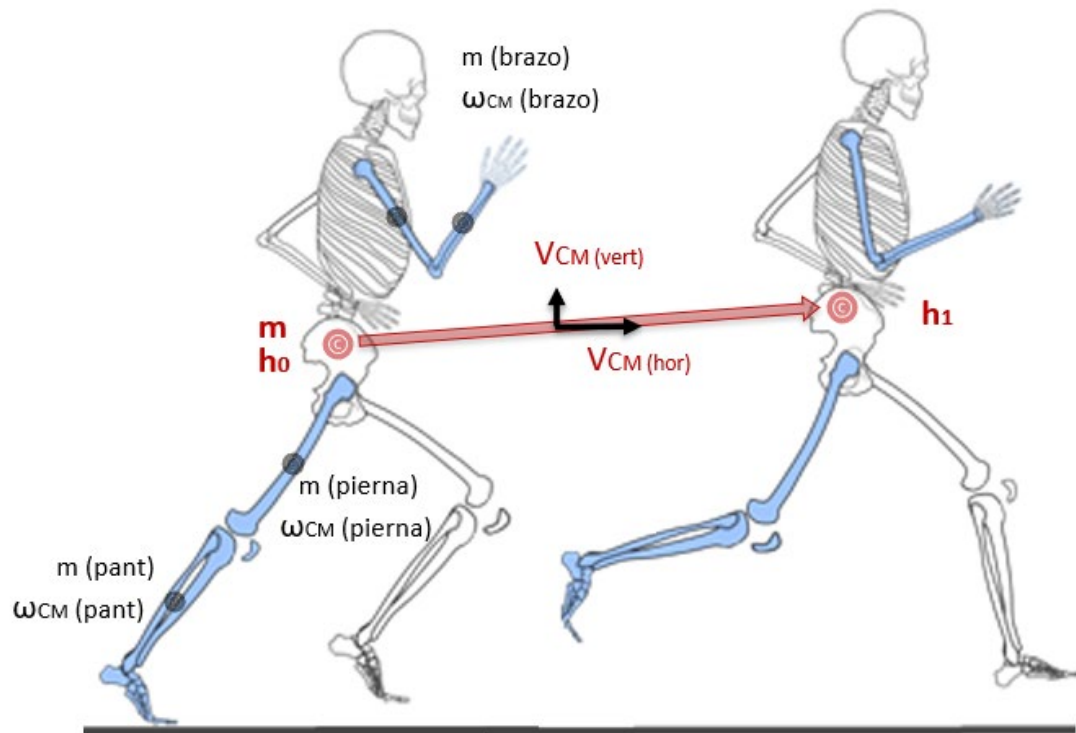


Figura 4. Representación esquemática de la cinemática de la carrera.

A través del estudio de las fuerzas de reacción contra el suelo y el trabajo externo, se han podido generar los dos modelos fundamentales que tratan de explicar de locomoción humana, el modelo de péndulo invertido aplicado para la marcha y el modelo masa-muelle construido para interpretar la carrera a pie ⁸⁻¹¹ (figura 5). En ambos casos la medición del trabajo externo se ha realizado mediante plataformas de fuerza que nos permiten, aplicando dinámica inversa, calcular las fuerzas de reacción del suelo asumiendo pequeños errores, debidos principalmente a mínimos deslizamientos en el contacto de los pies con el suelo o al efecto de la resistencia del aire.

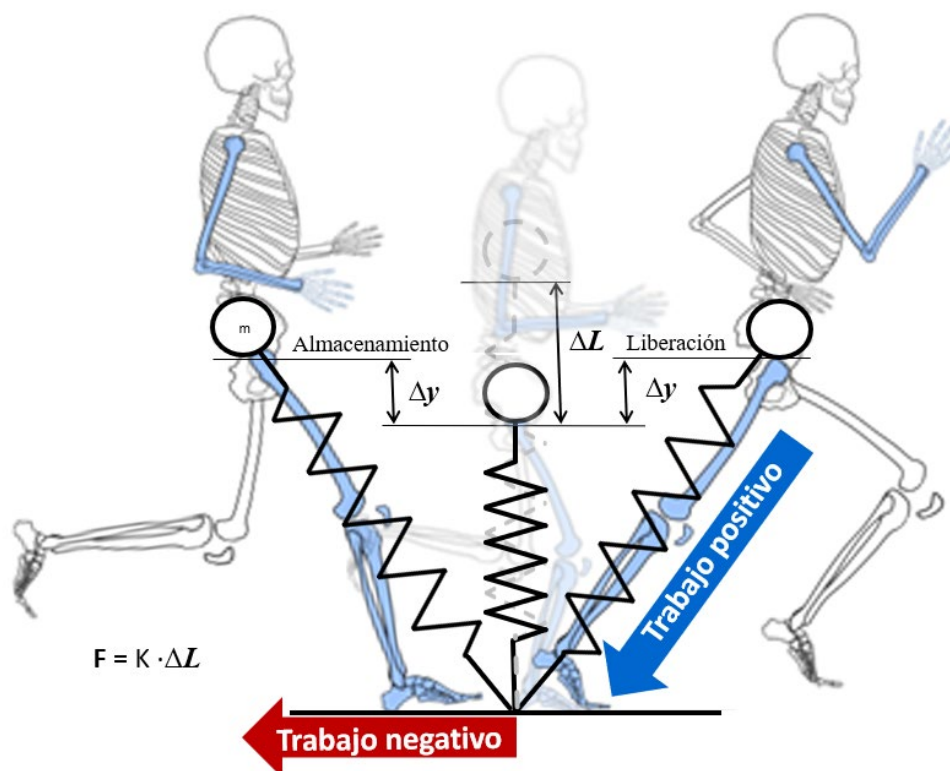


Figura 5. Representación esquemática del modelo masa-muelle.

La masa del sujeto se concentra en una esfera fijada a un muelle que representa la pierna. El modelo describe las 3 fases del apoyo unipodal: contacto inicial (izda.), apoyo medio (en el que el muelle se comprime y la altura del C_M alcanza su mínimo) y despegue (dcha.). Adaptado de 'Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance', by S.M. Chelly and C. Denis, 2001. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(2), 326-333. Copyright 2001 by Lippincott Williams.

Según este modelo, la fuerza de reacción del suelo se puede expresar en función del desplazamiento vertical del C_M y una constante K que representa la rigidez del muelle de la pierna. La rigidez se define como la resistencia de un objeto a ser deformado o cambiar de longitud ⁹, y en la carrera a pie guarda una importante relación con la capacidad del atleta para reutilizar la energía almacenada durante el apoyo aprovechando el componente elástico de los tejidos corporales ¹².

El cálculo del trabajo interno es bastante más complicado ya que requiere un análisis tridimensional para valorar el movimiento de cada segmento corporal. Además, persiste cierto grado de incertidumbre en cuanto a la transferencia de energía entre segmentos corporales, que si bien ha sido demostrada en la teoría y en la práctica por Aleshinsky ¹³ y Williams and Cavanagh ¹⁴, respectivamente, continúa siendo de difícil cuantificación en la práctica. Así mismo, la transferencia de energía entre las componentes internas y

externas del trabajo total ha sido documentada ¹⁵⁻¹⁸, aportando un grado más de complejidad al modelo anteriormente expuesto.

El coste de transporte

La energía necesaria para la locomoción humana se define como coste de transporte o coste de progresión ¹⁹. Caminar es una acción de bajo coste metabólico que sólo requiere un 50% más de energía que permanecer en reposo. Por ejemplo, caminar despacio a un ritmo de 2.2 km/h (0.6 m/s) tan sólo requiere 2.44 W/kg. Cada individuo tiene una velocidad confortable de marcha en la que su coste de transporte se optimiza, y cualquier incremento o decremento en dicha velocidad supone un aumento en el coste de progresión. Cavagna ²⁰ estimó dicha velocidad confortable promedio en torno a 5.4 km/h (1.5 m/s).

Pese a que correr es una actividad más demandante que andar en términos energéticos para el ser humano, a partir de una cierta velocidad se hace necesaria la fase de vuelo para la locomoción y la transición se produce de forma espontánea en torno a los 7.6 km/h (2.1 m/s) ¹⁻³. Sin embargo, a diferencia de en la marcha, en la carrera el costo energético se mantiene prácticamente constante, independientemente de la velocidad. Esto es particularmente cierto corriendo en condiciones estándar de laboratorio, es decir, corriendo en tapiz rodante donde la velocidad del viento no distorsione la resistencia aerodinámica. En el caso de la carrera en exteriores, Heise y Martin ²¹ estimaron el costo energético de vencer la resistencia aerodinámica a distintas velocidades, situándolo entre el 8% y 16% del total del coste de transporte a 21.6 km/h (6 m/s) y 36 km/h (10 m/s), respectivamente.

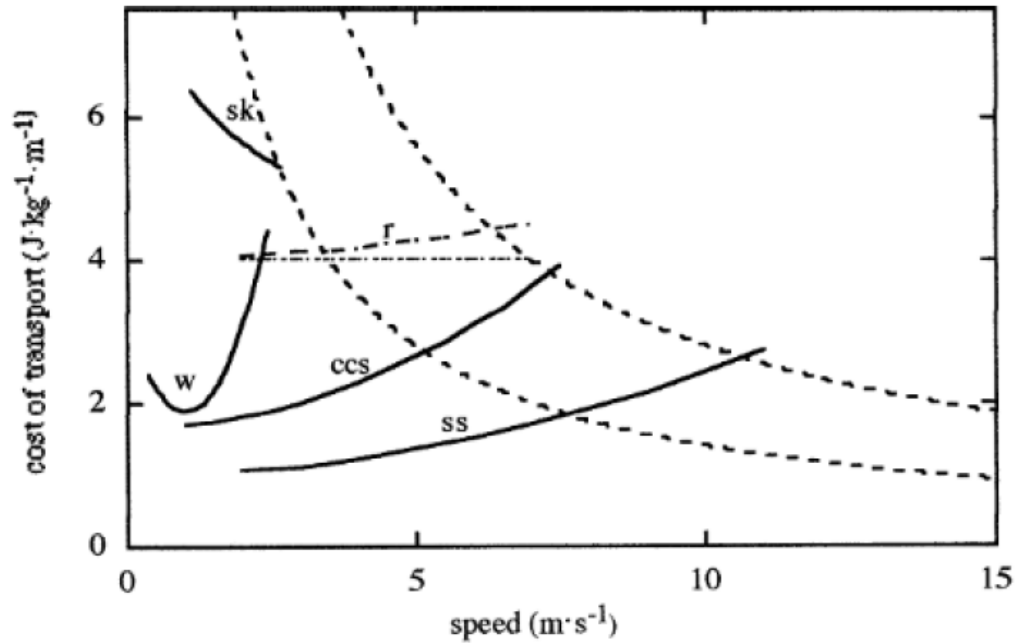


Figura 6. Coste de transporte en función de la velocidad para diferentes tipos de locomoción humana. (w: marcha, r: carrera, css: esquí nórdico, ss: patinaje sobre hielo, sk: salto). Las líneas de puntos representan el límite de la potencia iso-metabólica para un sujeto sano normal ($14 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva inferior) y un atleta ($28 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, curva superior). Extraído de Saibene, 2003.

1.2.3 La potencia mecánica

La potencia mecánica se define en física como la cantidad de trabajo que se realiza por unidad de tiempo, esto es, cómo de rápido se realiza un trabajo concreto. Su unidad de medida son los Watios (W). Una potencia de 1 Watio expresa que la velocidad a la que realizamos ese trabajo es equivalente a un Julio por segundo (J/s). A través de la fórmula descrita anteriormente para el trabajo y algunas conversiones podemos obtener una expresión de la potencia en función de la fuerza.

$$P = \frac{W}{t} \quad (\text{Ecuación 5})$$

$$P = F \cdot v \quad (\text{Ecuación 6})$$

La potencia mecánica o potencia de salida en carrera es aquella que ejerce el cuerpo, a través de sus músculos, sobre el mundo exterior para avanzar y sobre sus propios segmentos corporales para recolocarlos respecto al centro de gravedad. Al igual que el trabajo, puede ser expresada como la suma de las potencias de salida externa e interna. Aunque se mide en término absolutos en Watios, lo más habitual es normalizarla en función del peso de corredor, siendo su forma más habitual en Watios/kg.

Para calcular de forma teórica la potencia mecánica externa desarrollada por un corredor basta con sumar las variaciones de las energías cinéticas y potenciales de su centro de masas y dividirlos por el tiempo. O bien, multiplicar las fuerzas que actúan sobre su centro de masas por la velocidad. Ahora bien, siguiendo este modelo simplificado sólo podemos interpretar las interacciones del corredor (o más exactamente de su centro de masas) con el entorno, obviando la potencia necesaria para mover los n segmentos corporales del sujeto respecto a su propio cuerpo. Es decir, este modelo asume que no existen pérdidas de energía y por tanto el trabajo mecánico interno es cero, por lo que sólo las energías potenciales positivas son incluidas en el cálculo.

$$P = \frac{\Delta E_{CIN} + \Delta E_{POT}}{\Delta t} \quad (\text{Ecuación 7})$$

Entendiendo que el cuerpo del corredor no se reduce a su centro de masas, el cálculo pormenorizado de la potencia de cada segmento corporal respecto de cada articulación debe sumarse para calcular la potencia mecánica interna. Para ello se hace necesario conocer las fuerzas de reacción del pie contra el suelo, la masa de cada segmento corporal y su velocidad angular respecto de cada articulación. Una vez obtenida la suma del trabajo interno de cada segmento sólo queda dividirla por el tiempo para obtener la potencia mecánica interna.

A pesar de que este modelo parece la respuesta definitiva para el cálculo de la potencia mecánica, los músculos biarticulares han mostrado cierta capacidad para transferir potencia entre las articulaciones ¹⁴, y los tejidos musculoesqueléticos (especialmente los tendones) parecen dotar a la pierna con la capacidad de almacenar y recuperar energía elástica en cada zancada ²². Durante la fase inicial del contacto del pie con el suelo parte de la energía se disipa en forma de calor para amortiguar el impacto, y aproximadamente una cuarta parte de la energía debida al impacto es almacenada y devuelta en forma de energía elástica durante la subsiguiente fase de despegue ^{23, 24}.

Durante la marcha las energías cinética y potencial van prácticamente en contrafase, es decir, la energía cinética disminuye a medida que aumenta la energía potencial y viceversa. Este comportamiento se define como un modelo de movimiento casi pendular y la máxima recuperación de la energía mecánica se produce en torno a la velocidad más económica para cada sujeto. Por el contrario, durante la carrera a pie las energías cinética y potencial aumentan y disminuyen al mismo tiempo, siguiendo un movimiento similar

al de una pelota que rebota en el suelo que se ha dado en explicar a través del modelo masa-muelle⁸. El almacenamiento y devolución de energía mecánica que se produce en los músculos y tendones de un corredor es uno de los principales retos a resolver para ajustar los modelos actuales de cálculo de la potencia externa de carrera.

1.3 Fisiología de la carrera

1.3.1 Potencia metabólica

A nivel interno, se define otro tipo de potencia durante la carrera que hace referencia a la cantidad de energía que nuestros músculos requieren para mover el cuerpo. A esta potencia se la conoce como potencia metabólica o potencia de entrada.

Mientras que la potencia mecánica es muy útil para el análisis biomecánico de la carrera a pie, especialmente para su análisis articulación por articulación, la potencia metabólica es más frecuentemente aplicada para evaluar el nivel de esfuerzo que requiere una tarea. Al igual que la potencia mecánica, la potencia de entrada puede expresarse también en Watios/kg, sin embargo, es más común encontrarla traducida a calorías por unidad de tiempo, mediante la siguiente equivalencia.

$$1 \text{ caloría} = 4.18 \text{ Julios} \quad (\text{Ecuación 8})$$

La potencia metabólica, también llamada tasa metabólica, se mide habitualmente en los laboratorios mediante calorimetría indirecta. Lo más habitual es colocarle al corredor una máscara instrumentada con un filtro de aire y medir a través de ella la cantidad de oxígeno que consume (asumiendo esta cantidad como la diferencia entre el oxígeno que capta en cada inspiración de la atmósfera y el que expulsa posteriormente en la espiración) y la cantidad de dióxido de carbono que produce. Una fórmula habitual para el cálculo de la potencia metabólica en un estado estable de carrera es la propuesta por Peronet y Massicotte²⁵.

$$P_{MET} = 16.89 VO_2 + 4.84 CO_2 \quad (\text{Ecuación 9})$$

Sin embargo, la calorimetría indirecta sólo refleja la participación del metabolismo aeróbico, dejando por tanto un importante hueco cuando las demandas de energía son de alta intensidad y el metabolismo anaeróbico cobra mayor relevancia. El verdadero método de oro para el cálculo de la potencia metabólica es el del agua doblemente marcada (2H₂

180). Este método consiste en administrar al corredor una solución de agua enriquecida con deuterio y oxígeno 18. A continuación se miden secuencialmente los isótopos, mediante ciertas ecuaciones, en las muestras de agua corporal presentes en la saliva, orina y el plasma. La proporción que el corredor elimina de cada isótopo permite el cálculo del dióxido de carbono producido para esa velocidad de carrera.

Otra alternativa para la estimación de la potencia metabólica es a través de modelos de predicción del coste metabólico. Según el modelo propuesto por Arellano y Kram ²⁶, el coste metabólico neto de correr se puede dividir en las siguientes tareas biomecánicas: 1) soporte del peso corporal, 2) propulsión hacia adelante, 3) balanceo de las piernas, 4) equilibrio lateral y 5) balanceo de brazos. La acción sinérgica de soportar el peso corporal y propulsarlo hacia delante supone en conjunto un coste aproximado del 74-80% del total. Balancear y recolocar las piernas supone entre el 7-20% del coste total y el balanceo lateral apenas un 2%. El balanceo de brazos es la única tarea que pese a generar gasto metabólico, su coste neto sería negativo, es decir, que supone un ahorro de energía porque reduce los momentos de rotación en caderas y hombros, generados por las piernas ²⁶.



Figura 7. Conversión de la potencia metabólica en potencia mecánica, con pérdida de energía en forma de calor.

Como estos métodos pueden resultar poco aplicables en términos prácticos para los entrenadores y corredores, se hacen necesarias nuevas tecnologías que permitan una

estimación lo más cercana posible de la potencia metabólica de carrera. En este sentido el estudio de la potencia mecánica de carrera y su relación con la potencia metabólica puede ayudar a interpretar en tiempo real las demandas energéticas de la carrera a pie en las diversas condiciones ambientales (figura 7).

1.3.2 Eficiencia muscular

La relación existente entre la potencia mecánica (i.e., de salida) producida para una actividad y la potencia metabólica (i.e., de entrada) consumida en ese esfuerzo se denomina eficiencia. También puede expresarse como el cociente entre el trabajo producido y el coste energético de producirlo. Para calcular la eficiencia biomecánica de una actividad cíclica se suelen desechar las potencias mecánicas negativas (i.e., absorción de energía durante las contracciones excéntricas).

$$Ef = \frac{P_{MEC}}{P_{MET}} = \frac{W}{\text{Coste energético}} \quad (\text{Ecuación 10})$$

La eficiencia muscular en ciclismo se estima en torno a un 25% como máximo^{27, 28}. Es decir, la potencia metabólica es aproximadamente cuatro veces la potencia mecánica positiva (i.e., la que producen los músculos durante su contracción concéntrica). Ettema y Loras²⁹ comprobaron que la relación entre la potencia metabólica y la potencia mecánica en ciclismo es lineal y muestra una correlación muy consistente ($r^2=0.97$) independientemente del nivel de entrenamiento de los sujetos y las cadencias de pedaleo utilizadas (figura 8).

La existencia de una cadencia óptima teórica sigue siendo objeto de discusión en ciclismo debido, en parte, a que la mayoría de los ciclistas parecen elegir inconscientemente una cadencia de pedaleo ligeramente superior a la más eficiente energéticamente^{30, 31}. Esta cadencia óptima teórica se sitúa normalmente entre 60 y 80 rpm, siendo mayor para potencias más elevadas^{32, 33}. Sin embargo, la influencia de la cadencia sobre la eficiencia de pedaleo pierde relevancia a medida que aumenta la potencia^{34, 35}. Según una revisión de Ettema y Loras²⁹, la potencia mecánica por sí sola explica el 91% de la tasa metabólica requerida en ciclismo mientras que sólo el 10% de la misma es explicada por los cambios en la cadencia.

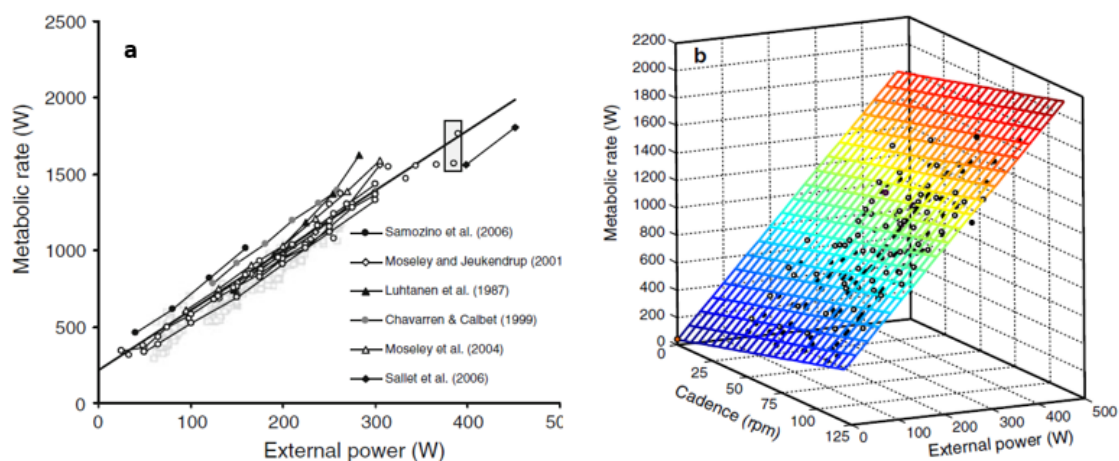


Figura 8. Relación potencia mecánica – potencia metabólica en ciclismo.

(a) Comparativa entre la potencia mecánica (externa) y la potencia metabólica en ciclismo; (b): Consumo energético en relación con la cadencia y la potencia mecánica. Tomada de Ettema G, Lorås HW. *Efficiency in cycling: a review. European journal of applied physiology. 2009;106(1):1-14.*

La eficiencia en carrera es más compleja de calcular que en ciclismo. Aunque ambas actividades son cíclicas por naturaleza, el movimiento del pie sobre el pedal forma parte de un sistema mecánico mucho más restringido que durante la carrera. En esas condiciones la producción de fuerza depende casi exclusivamente de la longitud de la fibra muscular y de su velocidad de contracción.

En un sistema menos restringido, como el de la carrera, las fuerzas son constantemente absorbidas y producidas, y una parte de la energía es almacenada en los tendones y otros tejidos elásticos. Esta energía se recicla durante la fase de apoyo haciendo que el cálculo teórico de la eficiencia de carrera se aleje del modelo obtenido en ciclismo y pase del 25% máximo teórico a valores de hasta el 40-50%³⁶⁻³⁸. Por lo tanto, una gran parte de los requerimientos de energía durante la carrera no puede cubrirse con el trabajo mecánico de los músculos por sí solos, dando lugar a la idea de que los elementos elásticos de los sistemas musculoesqueléticos son capaces de almacenar y devolver energía mecánica²⁶. De hecho, la eficiencia de carrera mejora con el incremento de la velocidad¹⁶, lo que justifica aun más la existencia de un componente elástico en la mecánica de la carrera.

1.3.3 Economía de carrera

La economía de carrera se define como el cociente entre la potencia metabólica consumida y la velocidad de desplazamiento. Sin embargo, lo más habitual a la hora de comparar economías de carrera es hablar de consumo energético para una velocidad dada. Este consumo o tasa metabólica se suele normalizar por el peso del sujeto para permitir dichas comparaciones, por lo que la economía de carrera también se expresa en unidades de consumo de oxígeno ($\text{mlO}_2/\text{kg}/\text{km}$) o energía ($\text{J}/\text{kg}/\text{km}$) para una velocidad dada. Otras formas posibles de expresar la economía de carrera serían como unidades de energía por kilómetro o kilómetros por unidad de energía, expresiones muy empleadas en el automovilismo y que quizá en algún momento se trasladaran definitivamente al entrenamiento de resistencia.

$$E_C = \frac{P_{MET}}{V} \quad (\text{Ecuación 11})$$

1.4 Cuantificación de la carga en carrera

La cuantificación de la carga de entrenamiento es una herramienta fundamental para los atletas y entrenadores de todas las disciplinas, ya que permite ajustar el estímulo necesario para la mejora individual del rendimiento y controlar los excesos de intensidad o volumen que pueden desembocar en lesiones. El control de las cargas de entrenamiento es especialmente relevante en los deportes de resistencia, ya que el ajuste individual de la relación dosis/respuesta es, de facto, la herramienta fundamental para la prescripción de intensidades y duraciones en el entrenamiento y en competición.

Las variables utilizadas para medir la intensidad de un esfuerzo se definen como cuantificadores de carga interna cuando evalúan respuestas psicofisiológicas internas del organismo, como por ejemplo la frecuencia cardíaca (FC), la percepción subjetiva del esfuerzo (RPE o “*Rate of Perceived Effort*” por sus siglas en inglés), la concentración sanguínea de lactato o el consumo de oxígeno (VO_2).

Por el contrario, si lo que se mide para determinar la intensidad de un esfuerzo son resultados externos al individuo, las variables de cuantificación pasan a denominarse de carga externa. Tal es el caso de la velocidad de desplazamiento, el ritmo de carrera o la potencia mecánica.

Dado que no existe un marcador único y definitivo que nos permita cuantificar con precisión las respuestas de aptitud física y fatiga al entrenamiento ³⁹, seguimos necesitando una evaluación concurrente de la carga interna y externa para determinar las relaciones entre los estímulos -las cargas- y las respuestas -el rendimiento- ⁴⁰. En esta dirección, se han desarrollado en las últimas décadas diferentes dispositivos portátiles para medir la carga interna y externa del esfuerzo, dando lugar a mejoras en los distintos métodos para cuantificar la intensidad y la duración de los esfuerzos durante la carrera a pie.

1.4.1 Indicadores de carga interna

Percepción de esfuerzo

Propuesto en los años 70 por Gunnar Borg ⁴¹, este método utiliza la percepción subjetiva del individuo sobre la intensidad de la sesión de entrenamiento una vez finalizada la misma. La escala original oscila entre 6 y 20 puntos, siendo 6 el reposo y 20 un esfuerzo extenuante hasta el extremo. Otras escalas subjetivas de esfuerzo han sido propuestas, como el “*talk test*” de Foster ⁴² o la escala de Borg categorizada de 0 a 10 ⁴¹, ⁴³, y aunque todas ellas han demostrado cierta validez y fiabilidad para estimar las respuestas fisiológicas al ejercicio ^{44,45}, por criterios de homogeneidad entre los estudios la más utilizada sigue siendo la escala original de Borg.

La RPE es recomendada actualmente por el *American College of Sports Medicine* (ACSM) como método complementario para la valoración y prescripción de la intensidad del ejercicio físico ⁴⁶. Sin embargo, otros estudios ^{47,48} han validado este método como primario para cuantificar la carga total de la sesión (*session RPE* o sRPE), multiplicando la duración de la misma (en minutos) por el valor numérico de la escala subjetiva de esfuerzo.

Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca (FC) o número de latidos del corazón por minuto es quizá el parámetro más popular para valorar la carga interna que supone una actividad. Los monitores clásicos de frecuencia cardíaca registran las pulsaciones por minuto (ppm) del corazón mediante electrocardiografía directa. Integrados en una banda torácica, dos electrodos (que amplifican las señales eléctricas que emite el corazón) y un pequeño

transmisor (que traduce y envía la señal al dispositivo externo), nos permiten disponer del número de latidos cardiacos por minutos en tiempo real (normalmente en un reloj de muñeca, aunque también en otros dispositivos como móviles, ordenadores o tabletas).

En los últimos años se ha extendido el uso de medidores ópticos integrados en el reverso de los relojes deportivos. Mediante fotopleetismografía, los relojes emiten unas luces verdes parpadeantes (LED) y los sensores registran la cantidad de luz reflejada por la piel. Como la cantidad de luz que se refleja es menor cuando la sangre está circulando bajo la piel, los relojes estiman de forma indirecta el número de pulsaciones del sujeto. Aunque la tecnología y la ciencia están avanzando en la mejora de estos dispositivos y sus algoritmos de cálculo ^{49, 50}, la necesidad de procesar doblemente los datos y el ruido que se genera en el proceso sigue haciendo recomendable el uso del método directo de medición (i.e., la banda torácica) cuando se requiera más precisión que comodidad.

A pesar de la ventaja que supone disponer en tiempo real de la respuesta cardiaca al ejercicio, la frecuencia cardiaca ha mostrado ciertas limitaciones para la cuantificación de la carga como método aislado ⁵¹⁻⁵³. En primer lugar, es sabido que el aumento en la frecuencia cardiaca se produce con cierto retardo y no se ajusta bien a los cambios súbitos en la intensidad o para actividades intermitentes de corta duración ⁵⁴. Además, aunque la intensidad del ejercicio se refleja de forma directa en un incremento de la FC, la relación entre ambos parámetros no es lineal y deja de ser útil para actividades de muy alta intensidad.

Otras limitaciones en la aplicación de la frecuencia cardiaca tienen que ver con su variabilidad y su sensibilidad a diversos factores como la temperatura ambiental, el estrés, la ingesta de cafeína o los ritmos circadianos, siendo la variabilidad media entre días de unas 6 pulsaciones por minuto ⁵². Sin embargo, si estos factores se controlan adecuadamente la precisión de la FC como método de cuantificación de la carga mejora sustancialmente ⁵².

A pesar de estas limitaciones, Karvonen y Vuorimaa ⁵⁵ propusieron un ajuste individual basado en la diferencia entre la frecuencia cardiaca máxima y la de reposo de cada individuo. Su método mostró mayor correlación con la intensidad del ejercicio de moderada y baja intensidad que el porcentaje de la frecuencia cardiaca máxima ($\%FC_{\text{máx}}$), dando pie a la aplicación de métodos para la cuantificación de la carga basados en esta FC, llamada posteriormente FC de reserva (FC_R).

Los métodos para la cuantificación de la carga de entrenamiento en función de la FC tienen su origen en el método “*training impulse*” o TRIMP, de Eric W. Bannister,⁵⁶. Su fórmula permitía estimar la carga total de entrenamiento a partir de la FC máxima, la FC promedio y la duración de la sesión y un factor de intensidad dependiente del sexo.

A partir del método TRIMP y de la FC_R , algunos autores como Edwards⁵⁷ o Lucía⁵⁸ desarrollaron simplificaciones del método estableciendo zonas de intensidad basadas en las FC umbral, que son aquellas que de forma aproximada marcan hitos en la respuesta fisiológica del organismo. De esta manera, se logra agrupar la intensidad en zonas cardíacas y simplificar los cálculos multiplicando el tiempo que el deportista pasa en cada zona cardíaca por un factor de intensidad diferente.

Pese al valor comercial que estos métodos de cuantificación de la carga han supuesto para la venta masiva de pulsómetros portátiles, las dudas sobre su precisión, así como de la aplicación de la FC como marcador del estrés fisiológico siguen en vigor⁵⁹. Agrupar en zonas de frecuencia cardíaca iguala el estrés fisiológico de los valores más bajos y más altos de cada franja, y eventualmente una mínima diferencia de una pulsación por minuto puede representar un cambio de zona de intensidad y desajustar enormemente el estrés calculado⁶⁰.

Otros indicadores de carga interna

La medición del consumo de oxígeno (VO_2) y la concentración sanguínea de lactato (CSL) son los dos métodos más ampliamente utilizados para la valoración de la condición aeróbica de los atletas y la determinación de sus umbrales ventilatorios y de lactato^{39, 61-64}. A partir de estos hitos fisiológicos se establecen las zonas de intensidad correspondientes y se cuantifica la carga instantánea y total de un esfuerzo.

A pesar de ser dos de los parámetros más fiables para la determinación de la condición física y la adaptación/desadaptación del cuerpo al entrenamiento, el VO_2 y la CSL requieren instrumental de laboratorio y personal técnico cualificado para su medición. Esto supone una importante limitación para su uso regular en términos prácticos y una pérdida de información sobre el estado de rendimiento del atleta entre mediciones. Además, ambos métodos presentan alta variabilidad individual y pierden fiabilidad para intensidades por encima de su segundo umbral^{65, 66}.

1.4.2 Indicadores de carga externa

Velocidad

Dada la complejidad de medir en tiempo real las variables fisiológicas válidas para conocer el grado de estrés que un determinado esfuerzo supone para el cuerpo del atleta, otras variables de carga externa se requieren para complementar el análisis sobre el terreno. Tal es el caso de la velocidad o ritmo de carrera asociado a una intensidad de ejercicio determinada.

Gracias a los sistemas de posicionamiento global (GPS) integrados en dispositivos portátiles tales como relojes, teléfonos móviles o podómetros, es posible monitorizar la distancia recorrida y la velocidad de carrera con una frecuencia que oscila habitualmente entre 1 y 6 segundos. El error standard de estos sistemas en actividades de carrera es mínimo (0.11 km/h) y el coeficiente de variación muy bajo ($\pm 0.82\%$)^{67, 68}.

Mediante test de laboratorio y/o de campo se establece una velocidad o ritmo de carrera asociado a los principales eventos fisiológicos determinantes de la condición física del atleta. La velocidad asociada al consumo máximo de oxígeno, al punto de compensación ventilatoria o al acúmulo de 4 milimoles de lactato sanguíneo, son algunos de los valores más utilizados⁶⁹. A partir de esta asociación se calculan el resto de las intensidades y velocidades porcentualmente y se emplea este porcentaje como método para determinar la intensidad objetiva de un esfuerzo.

La principal limitación de la velocidad como medio para controlar la intensidad de carrera de forma instantánea es que se obvia el efecto de algunos agentes externos como el viento, el tipo de terreno o la inclinación de este. De esta manera la velocidad es un buen indicador de la intensidad de carrera siempre que los hitos fisiológicos hayan sido calculados de manera individualizada y precisa para cada atleta y que la carrera se desarrolle en un entorno estable (en pista cubierta o tapiz rodante, por ejemplo).

Potencia

La potencia mecánica de carrera, según Van Dijk y Van Megen¹⁰, es la mejor forma para cuantificar el rendimiento del trabajo que realiza nuestro “motor humano” cuando corremos. Dicho motor humano, formado por los músculos y el sistema cardiovascular, es el encargado de generar las fuerzas necesarias para vencer la resistencia del aire y la

pendiente y avanzar. Dado que los sistemas GPS portátiles dieron solución precisa a la medición de la velocidad de desplazamiento de los corredores, el último obstáculo para el cálculo de la potencia mecánica es, por definición, conocer la fuerza aplicada en cada instante por el atleta.

En ciclismo se mide directamente la fuerza aplicada mediante galgas extensométricas integradas en la manivela, pedales o buje trasero, así como las velocidades angulares de estos componentes. De esta forma la potencia se obtiene multiplicando el par aplicado y la cadencia de pedaleo.

De forma análoga, la potencia en carrera se puede calcular a partir de la velocidad de desplazamiento y la fuerza (externa) aplicada por el corredor contra el suelo. Para ello es necesario utilizar un tapiz rodante con una plataforma de fuerza integrada o una plataforma de fuerza lo suficientemente larga⁷⁰. Sin embargo, este método resulta costoso y poco práctico, por lo que en los últimos años se han desarrollado tecnologías portátiles para estimar la potencia de carrera sobre el terreno.

Los nuevos medidores de potencia de carrera estiman la fuerza aplicada por los atletas derivada de sus medidas antropométricas (altura y masa corporal), parámetros espaciotemporales (velocidad, ritmo de paso y tiempo de contacto con el suelo), la resistencia del viento y la inclinación del terreno. Para calcular la potencia (externa) basta con combinar los acelerómetros y giroscopios de 3 ejes integrados en pequeñas unidades de medición inercial (IMU), en interiores, o añadir la tecnología GPS para determinar la velocidad de desplazamiento, en exteriores.

Aunque la validez de los datos obtenidos con estos dispositivos portátiles aún no se ha comparado con métodos de referencia (i.e., un tapiz rodante con plataforma de fuerzas o una plataforma de fuerza larga), un estudio reciente de Cerezuela-Espejo et al.⁷¹ evaluó su validez concurrente con las demandas metabólicas (i.e., el VO_2) mostrando resultados consistentes para algunos de estos novedosos dispositivos ($r > 0,9$).

1.5 La potencia de carrera

1.5.1 ¿Por qué medir la potencia en carrera de fondo?

El número de carreras de fondo (i.e., ≥ 5 km) se ha multiplicado en la última década a nivel mundial, con un incremento masivo de participantes de todas las edades y niveles

⁷². La popularidad de esta disciplina se ha visto plasmada recientemente en la aparición de varios proyectos para bajar de las dos horas en maratón (logrado finalmente en Viena en 2019 bajo condiciones no homologadas), o en la repercusión de ciertos eventos, como el intento de récord de la hora (establecidos en septiembre de 2020 en Bruselas con una distancia total de 21.330, y 18.930 m, en hombres y mujeres respetivamente).

Paralelamente, el interés de la comunidad científica por la carrera a pie también ha aumentado enormemente. Conocer los beneficios para la salud derivados de correr (no solo fisiológicos, sino también sociales y psicológicos), aclarar los posibles mecanismos que expliquen el desarrollo de las lesiones relacionadas con la carrera, o determinar las claves del rendimiento durante la carrera de fondo, centran un buen número de los estudios recientes sobre carrera de larga distancia.

Es bien sabido que correr genera estrés en el cuerpo y cuanto más rápido va un corredor, mayor es el estrés para un cierto nivel de condición física. Sin embargo, los métodos con los que los corredores cuantifican este nivel de estrés mantienen ciertas limitaciones. La capacidad para lidiar con una cantidad particular de estrés (o intensidad del esfuerzo) es el verdadero marcador de la condición física del atleta ⁷³.

En carrera a pie varios indicadores de carga externa, como el volumen y el ritmo, y de carga interna, como la FC, la RPE o la CSL, son habitualmente empleados para medir el nivel de esfuerzo ⁷⁴. Sin embargo, la distancia de carrera (i.e., el volumen) por sí sola podría no reflejar fielmente el estrés acumulado por varios días seguidos de entrenamiento ⁷⁴. El ritmo, por su parte, no es sencillo de interpretar ante distintas configuraciones de carrera (e.g., la superficie o la inclinación de la pendiente), ante diversas condiciones climáticas (e.g., velocidad y dirección del viento) ni dependiendo de ciertos factores internos individuales (e.g., estrés, sueño, enfermedad). La FC presenta un importante retardo en la respuesta a cambios súbitos de intensidad ⁵⁴ y es muy sensible a cambios en la temperatura, el estrés o la ingesta de cafeína ⁵², mientras que la RPE es recomendada por el ACSM únicamente como método complementario para la valoración de la intensidad ⁴⁶. Finalmente, la CSL y el VO₂, pese a ser considerados métodos de referencia para establecer las intensidades máximas y umbrales, requieren materiales y personal técnico que los alejan del uso regular a efectos prácticos.

El hecho de que ninguna de las variables anteriormente mencionadas proporcione un método suficientemente preciso y repetible para cuantificar la intensidad del esfuerzo de carrera aumenta el riesgo de lesiones por sobreuso y limita la comprensión de las adaptaciones que se pretenden para optimizar el rendimiento. Dado que los actuales dispositivos portátiles permiten medir nuevas métricas como la potencia mecánica externa, además del volumen y el ritmo, un nuevo enfoque que combine las métricas de carga externa e interna parecen el futuro de la cuantificación de la intensidad y la carga de los atletas ⁷⁴.

La principal ventaja de los medidores de potencia frente a otros indicadores es que son capaces de evaluar la carga actual de trabajo que el deportista está desarrollando independientemente de las condiciones externas que le afectan (i.e., velocidad del viento, inclinación de la pendiente o tipo de terreno). De hecho, la producción de potencia media (es decir, la producción de potencia promedio durante un período de tiempo determinado) ha demostrado ser más sensible a pequeños cambios en la intensidad del ejercicio que otros indicadores de carga de trabajo internos y externos comúnmente utilizados como la FC o la velocidad ⁷⁵.

Como resultado, el uso de medidores de potencia portátiles se extendió masivamente entre profesionales y aficionados al ciclismo ya que ayudan a tomar decisiones relacionadas con la técnica, la posición y el diseño de materiales ⁷⁶. De la misma manera que los medidores de potencia revolucionaron el entrenamiento y la competición en el ciclismo ⁷⁶, también podrían cambiar la forma en que los corredores de fondo compiten y entrenan.

1.5.2 Cálculo de la potencia de carrera

Mientras que en ciclismo la potencia se mide conociendo la dirección y la cantidad de fuerza aplicada sobre el pedal, así como la velocidad angular de éste, la potencia en carrera debe estimarse de una manera diferente. En la carrera los movimientos del cuerpo hacia delante y hacia arriba representan la mayor parte del trabajo mecánico, haciendo necesaria la medición precisa de la potencia horizontal y vertical durante la fase de propulsión. Ambas potencias son en realidad una función de la resultante de fuerzas horizontales y la resultante de fuerzas verticales, respectivamente.

La potencia mecánica corriendo sobre terreno plano podría estimarse empleando el modelo propuesto recientemente por Jenny y Jenny²⁴ en función de la antropometría del corredor (altura y masa), de los parámetros espacio-temporales de carrera (velocidad, velocidad de paso y tiempo de contacto con el suelo) y de la velocidad del viento. Siguiendo la fórmula de la ecuación 10, para la carrera a ritmo constante sobre una superficie plana la potencia mecánica medida y la tasa de energía mecánica disipada en forma de calor debería coincidir.

$$P_{mec} = \underbrace{\gamma m^{\frac{2}{3}} \rho_a (u - w)^2 u}_{\text{Resistencia aerodinámica}} + (1 - \alpha) \left(\underbrace{\frac{g \left(\lambda \omega \left(\frac{4}{\pi} - 2 \right) + u \right)}{8 \omega u^2}}_{\text{Oscilación vertical}} + \underbrace{\frac{\pi - 2}{4\pi} \frac{\lambda}{h_0}}_{\text{Frenado}} \right) m g u$$

(Ecuación 12)

m: masa del sujeto; γ : coeficiente aerodinámico de una persona; ω : frecuencia de paso λ : distancia de contacto; α : coeficiente de restitución de energía; ρ_a : densidad del aire; h_0 : altura inicial del centro de masas del sujeto; u : velocidad de desplazamiento; w : velocidad del viento.

Teniendo en cuenta esta suposición y siguiendo el enfoque matemático mencionado anteriormente²⁴, la energía mecánica de la carrera constante en terreno llano sería la suma de la energía disipada para vencer la resistencia aerodinámica, la energía disipada debido a la oscilación vertical y la energía disipada durante los contactos y sus frenadas.

La componente aerodinámica se puede estimar conociendo las densidades del aire y del corredor y las velocidades de ambos. Sin embargo, cuando se corre en un tapiz rodante la velocidad del viento puede considerarse cero, reduciendo, por lo tanto, la importancia de esta variable.

La energía disipada en la oscilación vertical, por su parte, se puede estimar mediante la velocidad de paso, el tiempo de contacto con el suelo, la velocidad de carrera y un factor de recuperación de la energía potencial. Este factor, que se relaciona con la capacidad elástica del miembro inferior, es variable entre sujetos y resulta complicado de establecer, siendo la incógnita principal del modelo de cálculo aquí presentado. La falta de consideración de este factor podría llevar a una sobreestimación de la potencia mecánica.

Finalmente, la disipación de energía debida a las fuerzas de reacción del suelo en los contactos y frenadas podría modelarse conociendo el desplazamiento del centro de masas del corredor y aplicando los supuestos del modelo masa-muelle de Blickhan ⁸.

En este contexto, la energía generada en dirección horizontal para mantener la velocidad de carrera podría estimarse de forma simplificada mediante las medidas antropométricas del corredor, la velocidad de carrera y el factor de recuperación de energía anteriormente mencionado.

La controversia en torno a la estimación de la potencia en carrera tiene sus raíces en la cuestión de si es realmente la potencia lo que se está estimando. A diferencia del ciclismo, correr implica un trabajo mecánico externo insignificante, ya que los trabajos positivo y negativo se alternan, el primero, empujando el suelo hacia atrás con cada paso y el segundo, frenando al aterrizar ⁷⁷. Por otra parte, la energía elástica almacenada en el tendón de Aquiles y otros tejidos hace una contribución significativa a la generación de fuerza. Los tejidos se estiran durante el aterrizaje y retornan posteriormente a su posición inicial ayudando en la propulsión. Se estima que su contribución puede llegar hasta el cincuenta por ciento de la potencia requerida para cada paso ¹⁶.

El problema al estimar la potencia de carrera es que incluso las estimaciones más exactas no se correlacionan estrechamente con el esfuerzo requerido ⁷⁷. Durante el ciclismo, la relación entre la potencia mecánica y el consumo total de energía metabólica permanece constante cuando se alteran las condiciones, pero no sucede así para la carrera ^{77,78}. Pese a la falta de información y las dificultades en la estimación veraz de la potencia de carrera, debemos ser conscientes de la reciente aplicación de medidores de potencia a la carrera de resistencia y del interés que ha supuesto para atletas y entrenadores. Las siguientes secciones buscan proporcionar una idea de cómo la cuantificación de la potencia de carrera puede ayudar a mejorar el rendimiento de carrera y su calidad (**estudios 3 y 4**), así como arrojar cierta luz a cerca de la fiabilidad de los sistemas portátiles más utilizados para el registro de potencia en tiempo real (**estudio 2**).

1.5.3 Medidores de potencia de carrera

Existe una gran variedad de tecnologías disponibles para el análisis de carrera y la marcha humanas (e. g., acelerómetros, giroscopios, plataformas de fuerza, plataformas de presiones o células fotoeléctricas). Todos ellos ayudan a complementar el análisis las

características de la zancada. Sin embargo, algunos de estos dispositivos aún no han sido validados. Tal es el caso de los medidores de potencia portátiles disponibles comercialmente.

Debido a la ausencia de estudios de validez concurrente en el que cualquiera de ellos se compare con el método de referencia para medir la potencia de carrera (i.e., una cinta de correr instrumentada con plataforma de fuerzas o una plataforma de fuerzas lo suficientemente larga) la precisión de la estimación de potencia proporcionada por estos dispositivos puede ser limitada.

A pesar de que la aplicación de IMUs para estimar la potencia en carrera bastante reciente, diferentes sistemas se encuentran disponibles comercialmente. Los dos sensores portátiles más ampliamente utilizados en la actualidad son los sistemas Stryd y RunScribe. Sin embargo, existen otras opciones disponibles comercialmente para la estimación de la potencia de carrera, vinculadas a marcas de relojes deportivos como Garmin (Garmin Running Power v1.6, Olathe, Kansas, EE. UU.), Polar (Polar Vantage V, firmware 3.1.7, Polar, OY, Kempele, Finlandia), o el dispositivo Myotest (Myotest SA, Sion, Suiza) que tiene un acuerdo de colaboración con Suunto.

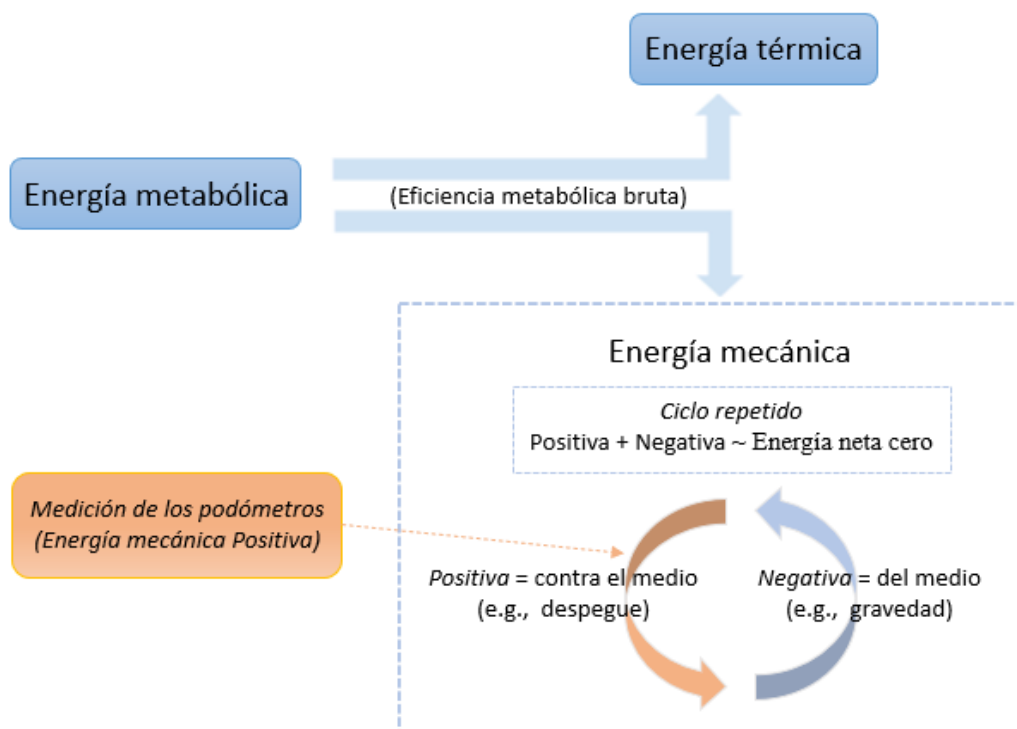


Figura 9. Gasto metabólico de un corredor en términos de energía mecánica y térmica. Adaptado de Stryd.com (<https://blog.stryd.com/2017/12/07/how-to-lead-the-pack-running-power-meters-quality-data/>)

Stryd

El sistema Stryd (Stryd Summit Powermeter, Inc., Boulder, CO, USA) es pionero en la fabricación de medidores de potencia portátiles para correr. Stryd estima la potencia de carrera en vatios con una frecuencia de captura de 1000 Hz. Está formado por un podómetro reforzado con fibra de carbono (peso: 9,1 gramos) que incluye una IMU de 6 ejes (i.e., un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes). El dispositivo se conecta a la zapatilla del corredor y ofrece diversas métricas para la cuantificación del rendimiento (i.e., ritmo, distancia, potencia media, potencia máxima, potencia de forma, rebote elástico de la pierna y tiempo de contacto en el suelo).

Según un informe técnico de la compañía Stryd publicado en diciembre de 2017 (https://storage.googleapis.com/stryd_static_assets/stryd-metric-validation.pdf), el algoritmo empleado por el sistema resultó válido para estimar las fuerzas (externas) de reacción contra el suelo (figura 9). En dicho informe, el sensor Stryd fue testado frente a un tapiz rodante con plataforma de fuerzas incorporada (AMTI Watertown, MA, USA) bajo distintas condiciones (i.e., variaciones en la velocidad de aire, la inclinación y la velocidad del corredor). Stryd estima las fuerzas horizontales midiendo el cambio de velocidad (y de energía cinética) durante cada paso, y las fuerzas verticales mediante el peso del atleta y sus tiempos de vuelo de y de contacto (siguiendo el modelo masa-muelle para interpretar el desplazamiento vertical del C_M).

Algunos estudios han analizado la fiabilidad de este sensor tanto para los parámetros espaciotemporales como para los de potencia⁷⁹⁻⁸¹. Es de destacar que la última versión de Stryd es capaz de estimar el gasto de energía requerido para vencer la resistencia del aire, según se explica meticulosamente en un informe técnico de la propia compañía y que se encuentra disponible en la web del fabricante (https://storage.googleapis.com/stryd_static_assets/white_papers/wind-white-paper-8-17.pdf).

El sistema Stryd emplea sensores microelectromecánicos tanto cinemáticos como ambientales junto con biometría proporcionada por el usuario. A través de algoritmos físicos basados en datos patentados calcula la fuerza de resistencia del aire de la siguiente manera:

$$F_A = \frac{1}{2} \rho C_d A v^2 \quad (\text{Ecuación 13})$$

En la ecuación ρ representa la densidad del aire, C_d el coeficiente de arrastre, A es el área de sección transversal que encuentra la resistencia del aire, y v el vector de la velocidad relativa del corredor con la masa de aire local que lo rodea (e.g., v sería 7 km/h corriendo con el aire quieto, pero si el corredor tiene viento de cara de 2 km/h, entonces v sería 9 km/h).

De acuerdo con el documento técnico mencionado anteriormente, el sistema Stryd debe ubicarse en el centro de los cordones de la zapatilla y hacia la punta del zapato, ya que esta ubicación reporta el error más bajo con respecto a la precisión de la medición del viento (es decir, con esta colocación el error en la velocidad relativa del aire se encuentra por debajo de los 4 km/h). Sin embargo, no se ha realizado ninguna investigación revisada por pares para evaluar el nivel de precisión de dicho dispositivo cuando se tiene en cuenta la resistencia del aire y, por lo tanto, la necesidad de evaluarlo en un futuro próximo sigue vigente.

RunScribe

El dispositivo portátil RunScribe (RunScribe Plus V3, Scribe Labs. Inc., Half Moon Bay, CA, USA), por su parte, es un podómetro que se fija en los cordones o el talón de las zapatillas y está formado por una IMU de nueve ejes (magnetómetro, acelerómetro y giroscopio, de tres ejes cada uno). Su frecuencia de captación es de 500 hz (i.e., 0.002 segundos), y su uso también está muy extendido entre corredores, entrenadores y terapeutas relacionados con la práctica de la carrera.

La forma en que RunScribe estima la potencia se basa en el modelo GOVSSTM (i.e., Gravity Ordered Velocity Stress Score)⁸². Este modelo trata de calcular la energía total para correr incluyendo tanto el costo externo como el interno de mover las extremidades en relación con el centro de masa. El modelo GOVSSTM estima la potencia utilizando la velocidad del corredor, la velocidad de paso, el peso y la altura, así como el gradiente de la pendiente y la velocidad del viento, basándose en modelos de regresión lineal⁸².

Varios estudios han intentado determinar la fiabilidad y validez de los podómetros Stryd y RunScribe para parámetros cinéticos y cinemáticos^{71, 83-86}. Sin embargo, hasta la fecha ningún estudio ha comparado el grado de acuerdo entre el dato de potencia de los

dos sensores más utilizados del mercado, ni tampoco se conocen datos exactos de su fiabilidad absoluta. El **estudio 2** de esta tesis doctoral trata de responder ambas cuestiones.

Cerezuela-Espejo et al.⁷¹, en su recientemente análisis de los principales sensores de potencia de carrera, observaron que RunScribe fue, por detrás de Stryd, el segundo sensor más repetible para todas las condiciones estudiadas en laboratorio ($SEM \geq 30.1$ W, 236 CV ≥ 7.4 %, ICC ≤ 0.709), pero a su vez mostró los peores resultados ante los cambios de velocidad y peso corporal cuando se evaluó su fiabilidad en exteriores ($SEM \geq 59.3$ W, CV ≥ 14.8 %, ICC = 0.563).

En cuanto al grado de acuerdo entre la potencia metabólica (i.e., el VO_2) y la potencia mecánica medida por RunScribe, los resultados fueron moderados ($r \geq 0.582$, SEE $\leq 13.7\%$), incrementándose el grado de desacuerdo sobre todo ante cambios en la inclinación de la pendiente (SEE = 18.5%)⁷¹.

Garmin Running Power

El sistema de GarminRP calcula los datos de potencia combinando la tecnología GPS, altímetro barométrico, giroscopio y acelerómetro, presentes en sus modelos más avanzados de reloj deportivo Garmin y una banda de pecho recomendada por el fabricante (i.e., el monitor de frecuencia cardíaca HRM-Run o HRM-Tri), aunque también es posible vincular el reloj a un dispositivo propio de la compañía que debe ir sujeto en la cintura (i.e., el Running Dynamics Pod).

En un estudio comparativo entre los principales sensores de potencia de carrera⁷¹, el sistema GarminRP mostró una buena repetibilidad (i.e., la segunda mejor entre los dispositivos testados) para su uso en exteriores ($SEM \geq 24.5$ W, CV ≥ 7.7 %, ICC = 0.823) pero de baja a moderada fiabilidad en condiciones de laboratorio ($SEM \geq 47.0$ W, CV ≥ 9.4 %, ICC ≤ 0.495), para distintas velocidades, inclinaciones y pesos corporales durante la carrera.

El grado de acuerdo entre el VO_2 medido en las diversas condiciones y el dato de potencia mecánica estimado por el sistema GarminRP fue el peor entre los sistemas testados en el estudio anteriormente citado⁷¹ ($r \geq 0.539$, SEE $\leq 17.5\%$), incrementándose el grado de desacuerdo especialmente ante cambios en la inclinación del tapiz rodante (SEE = 19%).

Polar Vantage V

El sistema propuesto por la marca Polar estima la producción de potencia sin necesidad de un sensor adicional. Su reloj multideporte de alta gama incluye sensores GPS, altímetro barométrico, acelerómetro y giroscopio de 3 dimensiones, mediante los cuales el sistema es capaz de calcular indirectamente varias métricas como la potencia media, la potencia máxima o la potencia de parcial.

Cabe destacar que en el estudio citado anteriormente de Cerezuela-Espejo et al.⁷¹ se encontró una relación positiva entre el dato de potencia del dispositivo de Polar frente al VO_2 ($r = 0.841$, $SEE = 9.7\%$). Aunque esta relación sitúa al sistema Polar, por detrás del sistema Stryd, como el segundo con mayor grado de acuerdo con la potencia metabólica desarrollada, el estudio sobre su repetibilidad ante distintas velocidades, y sobrecargas de peso corporal arrojó errores estándar de medida por encima de los 40.6 W, con coeficientes de variación superiores al 14.5 %, y un $ICC = 0.487$.

Myotest

Otro dispositivo accesible comercialmente es el sensor Myotest, que generalmente va fijado a la cintura y al nivel del ombligo del corredor (de acuerdo con las pautas del fabricante). Este sistema proporciona, entre otros parámetros, la cadencia de carrera, el movimiento vertical del centro de masa del corredor, el tiempo de contacto y tiempo de vuelo, la longitud de paso, el ritmo, la distancia y la rigidez de la pierna. Desafortunadamente, la forma en que Polar, Garmin y Myotest estiman el dato de potencia sigue sin ser revelada y cualquier asunción sobre su modelo de cálculo supondría un importante sesgo.

De hecho, Myotest intentó demostrar la validez y la repetibilidad de la aplicación Myotest en un reloj Apple para el análisis de potencia en comparación con el sistema Garmin de cinta de pecho y de dispositivo de cintura, con el Polar Vantage V, y con el sistema Stryd (informe técnico proporcionado por el fabricante, <https://www.myotest.com/technology>). Una muestra de 7 corredores ejecutó un protocolo de carrera de 2000 m con una ganancia de elevación de 22,8 m donde se corrieron 500 m en terreno plano, 500 m cuesta arriba con pendiente constante, 500 m de pendiente constante cuesta abajo y 500 m en terreno plano, a una velocidad autoseleccionada en todo el protocolo. A tenor de los resultados, los autores concluyeron que, dada la similitud

en las líneas de progresión de la potencia en el tiempo y la existencia de picos similares, aparentemente existe una correlación entre los sistemas analizados. Además, los diferentes sistemas se mostraron sensibles a los cambios de elevación (i.e., menor potencia corriendo cuesta arriba y mayor potencia corriendo cuesta abajo). Finalmente, el valor de potencia media medido con Myotest se mostró más cercano a los valores de potencia medidos con Garmin y Stryd. Estos hallazgos, sin embargo, deben tomarse con cautela, ya que es bien sabido que los informes técnicos que publican las marcas comerciales carecen del proceso de revisión por pares.

La tabla 1 resume los artículos publicados hasta la fecha que han empleado alguno o varios de los sistemas anteriormente descritos.

Tabla 1. Estudios (n =9) que incluyen el uso de sensores portátiles para el cálculo de la potencia de carrera.

| Estudio, año | Participantes | Objetivo | Sistema utilizado | Protocolo | Variables medidas | Resultados |
|---------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Dobrijevic et al. (2017) ⁸⁷ | 30 estudiantes de educación física (15 hombres y 15 mujeres) | Explorar las propiedades de la relación F-V en los músculos de la pierna, ejerciendo la máxima F de tracción a diferentes velocidades en un tapiz rodante estándar. | Cinta de correr motorizada y un dinamómetro de galga extensométrica (CZL301, ALL4GYM, Serbia) fijada externamente al sujeto mediante un cinturón de levantamiento de pesas. | Caminar y correr sobre el tapiz rodante a diferentes velocidades (1.4–3.3 m.s ⁻¹), mientras la máxima fuerza de tracción horizontal es medida. | Capacidad muscular de la pierna para producir la máxima F, V, y potencia. | La relación F-V de los músculos de las piernas probada a distintas V sobre cinta de correr podría ser lineal y confiable. Además, el método de dos velocidades podría proporcionar índices fiables y ecológicamente válidos de las capacidades de producción de F, V y P de los músculos de las piernas. |
| García-Pinillos et al. (2019) ⁸⁸ | 49 corredores de fondo | Examinar cómo cambia la P mientras se corre a una velocidad cómoda continua en una cinta de correr motorizada comparando la potencia de carrera promediada durante diferentes intervalos de tiempo. | Stryd™ (podómetro) | Los corredores realizaron un protocolo de carrera de 3 minutos a una velocidad cómoda y la P se examinó en seis intervalos de registro dentro del período de registro de 3 minutos: 0-10 s, 0-20 s, 0-30 s, 0-60 s, 0-120 s y 0-180 s. | Potencia de carrera | P durante la carrera es una métrica estable con diferencias insignificantes, en términos prácticos, entre intervalos de registro más cortos (es decir, 10, 20, 30, 60 o 120 s) y más largos (es decir, 180 s) |
| Aubry et al. (2018) ⁸⁹ | 24 corredores hombres (13 de nivel recreacional y 11 élite) | Investigar la aplicabilidad de la potencia para ser un sustituto útil de la demanda metabólica (VO ₂), en diferentes superficies de carrera, dentro de corredores de diferente nivel. | - Stryd™ (banda de pecho) -Medición de intercambio de gases (Sistemas Cosmed Quark CPET y Cosmed K5) | 2 pruebas diferentes (interiores y exteriores) a 3 ritmos. -Prueba de VO ₂ en la cinta de correr: corriendo a 3 velocidades durante 2 minutos cada una. -Prueba de VO ₂ al aire libre (en pista): velocidades idénticas durante 4 min (1 min de descanso) | - Parámetros espaciotemporales - Potencia de carrera - VO ₂ | La potencia de carrera medida con Stryd no refleja fielmente la demanda metabólica de correr en una población de corredores con habilidades distintas. |
| Austin et al. (2018) ⁹⁰ | 17 corredores de fondo muy entrenados | Medir las correlaciones entre la P, la Potencia de Forma (FP) y la economía de carrera (RE) a ritmo de umbral de lactato. | - Stryd™ (podómetro) - Medición de intercambio de gases (Parvo Medics TrueOne 2400) | 2 test de carrera en tapiz rodante de 4 min: uno a su cadencia preferida, y otro con una disminución de cadencia del 10%. | - VO ₂ - RPE - Potencia - FP - Cadencia | RE se correlaciona positivamente con la potencia de Stryd y las medidas de potencia de forma, sin embargo, es posible que el podómetro no sea lo suficientemente preciso para identificar diferencias en la economía de carrera. |

| | | | | | | |
|----------------------------------------------|------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| García-Pinillos et al. (2019) ⁸⁰ | 18 corredores de fondo de nivel recreacional. | Determinar si la relación P-V se ajusta a un modelo lineal al correr a velocidades submáximas, así como examinar el "método de dos puntos" para estimar P a diferentes velocidades. | Stryd™ (podómetro) | Protocolo incremental en cinta de correr. Velocidad inicial a 8 km.h ⁻¹ , con incrementos de 1 km.h ⁻¹ cada 3 min hasta el agotamiento. | Potencia de carrera | El método de dos puntos basado en velocidades distantes fue capaz de predecir la P con la misma precisión que el método de múltiples puntos. |
| Gregory et al. (2019) ⁹¹ | 12 adultos jóvenes con antecedentes de esguince de tobillo | Evaluar los efectos del vendaje del tobillo, la tobillera y el vendaje de reposicionamiento del peroné (FRT) en la biomecánica de carrera. | RunScribe (podómetro, en el talón) | 4 carreras de 400 m a ritmo autoseleccionado en pista al aire libre. Cada carrera se completó en una condición (control, vendado, con tobillera y con vendaje FRT) | - Parámetros espaciotemporales (TC, cadencia, LP) - Parámetros cinemáticos (PR, PR _{veloc}) - Parámetros cinéticos (impact G, braking G) | El vendaje de tobillo y la tobillera mostraron efectos similares en la reducción de parámetros cinemáticos y cinéticos del tobillo, mientras que el vendaje FRT causó mínimos cambios en la biomecánica de la carrera. |
| Leuchanka et al. (2019a) ⁹² | 15 corredores de fondo | Examinar los cambios en las variables espaciotemporales durante una maratón. | RunScribe (podómetro, en los cordones) | Comparar las variables espaciotemporales de los corredores en 3 puntos (km 5, 26 y 37) | - Parámetros espaciotemporales (Ritmo, TC, LP y cadencia) | Se encontraron diferencias significativas en el ritmo, LP, y TC en los 3 puntos de la carrera. |
| Leuchanka et al. (2019b) ⁹³ | 15 corredores de fondo | Medir asimetrías entre ambas piernas para variables cinemáticas durante una maratón. | RunScribe (podómetro, en los cordones) | Comparar las variables cinemáticas de los corredores en 3 puntos (km 5, 26 y 37) | - Parámetros cinemáticos para las piernas derecha e izquierda (ritmo, índice de contacto inicial, PR, PR _{veloc}) | No se encontraron cambios significativos en la asimetría de peirnas durante una maratón. |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) ⁹⁴ | 10 corredores de fondo | Analizar el nivel de acuerdo entre la potencia estimada por cinco sistemas portátiles comerciales y dos modelos teóricos en diferentes entornos y condiciones. | - Stryd™ (App móvil) - Stryd™ (reloj) - RunScribe - Garmin Running P (reloj y banda de pecho) - Polar Vantage (reloj) | 3 protocolos submáximos distintas en 2 condiciones: en cinta de correr y en pista, con cambios en la velocidad, masa e inclinación (sólo en cinta). | Potencia de carrera P teórica mediante dos modelos matemáticos (TP1 y TP2). | El mayor grado de acuerdo de las tecnologías Stryd y PolarV con los modelos TP1 y TP2 sugiere que estos sensores son las más sensibles entre los analizados para la medición de la P en distintos entornos y condiciones de carrera. |

F: Fuerza; V: velocidad; P: potencia; VO₂: Consumo de oxígeno; FP: potencia de forma; RE: economía de carrera; RPE: tasa de esfuerzo percibido; TC: tiempo de contacto; LP: longitud de paso; PR: pronación (grados); PR_{veloc}: velocidad de pronación (grados/seg); Impact G: aceleración del impacto; Braking G: aceleración de frenado; TP1: modelo teórico de potencia 1; TP2: modelo teórico de potencia 2.

1.5.4 Validez y fiabilidad de los medidores de potencia de carrera

La validez y fiabilidad de un sistema de análisis de la marcha son esenciales para determinar si los resultados se deben a cambios en el patrón de la marcha o simplemente a errores sistemáticos de medición. Como ya se mencionó, los informes técnicos (no revisados por pares) proporcionados por los fabricantes para promover el potencial probable de sus dispositivos, atribuyen las diferencias existentes entre los datos de potencia de carrera obtenidos por cada uno de ellos a los diferentes algoritmos utilizados para la estimación de la potencia.

Con respecto a la fiabilidad de los principales dispositivos medidores de potencia portátiles (Stryd, Runscribe, Garmin Running Power y Polar Vantage V), un estudio reciente ⁷¹ analizó su repetibilidad así como su validez concurrente frente al VO₂ como medida comparativa de la potencia metabólica para cada nivel de intensidad. Para tal fin, 12 corredores de resistencia altamente entrenados ejecutaron varias pruebas submáximas de carrera en las siguientes condiciones:

- Prueba de velocidad incremental en tapiz rodante.
- Prueba de velocidad incremental en pista de atletismo.
- Prueba de peso incremental en tapiz rodante.
- Prueba de peso incremental en pista de atletismo.
- Prueba de inclinación creciente en tapiz rodante.

Una vez finalizado, los autores encontraron que Stryd era el dispositivo más repetible para la estimación de potencia de carrera en todas las condiciones estudiadas ($SEM \leq 12.5W$, $CV \leq 4.3\%$, $ICC \geq 0.980$) ⁷¹. Además, el análisis de la validez concurrente entre Stryd y el VO₂máx medido directamente por calorimetría indirecta (máscara con medidor de flujo de gases) se mostró como el más alto para todas pruebas realizadas ($r \geq 0.911$, $SEE = 7.3\%$) ⁷¹. Es de destacar que los autores de este estudio distinguen entre la aplicación Stryd y Stryd Watch. Aunque se encuentra que el sensor Stryd es el mismo tanto en la aplicación como en el reloj, las variaciones informadas por los autores entre estos sistemas no están justificadas. Podría discutirse que la normalización aplicada por cada sistema (i.e., la aplicación Stryd y el reloj) difiera entre sí, pero los autores no lo mencionan. Sin embargo, los hallazgos reportados por Cerezuela-Espejo et al. ⁷¹ constituyen una gran contribución al proporcionar a los entrenadores, atletas y terapeutas

un sensor portátil aparentemente válido y fiable para cuantificar la potencia de carrera en el entrenamiento, en carrera y en el reentrenamiento tras lesión.

Algunos de estos dispositivos se han utilizado anteriormente para medir la cinética de carrera (i.e., la potencia, entre otros) y parámetros cinemáticos (i.e., características espaciotemporales de la carrera). El modelo GOVSS mencionado ⁸² y el modelo de Jenny ²⁴ para estimar la potencia mecánica se basan principalmente en la antropometría de los corredores, los factores ambientales (i.e., la densidad del aire y la velocidad del viento) y los parámetros espacio-temporales de la carrera (i.e., la velocidad, la velocidad de paso y el tiempo de contacto con el suelo). Teniendo esto en cuenta, la medición de los parámetros espaciotemporales es esencial para una estimación precisa de la potencia.

Algunos estudios han demostrado una buena fiabilidad de los sensores portátiles al medir los parámetros espaciotemporales de carrera ^{85, 86, 95-97}. García Pinillos et al. ⁹⁵, sobre un protocolo de carrera incremental de velocidad en un tapiz rodante, probaron la validez de Stryd para medir dichos parámetros (i.e., tiempo de contacto, tiempo de vuelo, longitud de paso y frecuencia de paso) frente a un sistema de células fotoeléctricas validado previamente para tal fin (i.e., el sistema Optogait) ⁹⁸. Los autores encontraron que Stryd mide con precisión la longitud y la frecuencia de paso, pero subestima ligeramente el tiempo de contacto y sobrevalora el tiempo de vuelo en comparación con dicho sistema.

Asimismo, la fiabilidad intra-Stryd también se ha analizado ⁹⁶ con 20 individuos sanos caminando y corriendo a ritmo autoleleccionado durante 5 minutos y por montaña (i.e., dos caminatas por la montaña y dos carreras de montaña, separadas respectivamente por un período de descanso de 5 minutos). Los autores evaluaron todos los datos proporcionados por el medidor de potencia Stryd. Con respecto a la carrera de montaña, se encontró que todas las variables tenían una buena fiabilidad relativa test-retest, cumpliendo con el umbral establecido del coeficiente de correlación intraclase (ICC). Considerando un intervalo de confianza del 95%, se observó que el ritmo, la potencia media, la potencia de forma, la rigidez de la pierna y la oscilación vertical tenían una fiabilidad de buena a excelente. Por otro lado, la potencia máxima, el tiempo de contacto y la distancia exhibieron una fiabilidad de moderada a excelente ⁹⁶.

La validez y fiabilidad del sensor RunScribe también ha sido evaluada en diversos estudios ^{85, 86}. Este sensor ha sido utilizado para medir parámetros espaciotemporales (i.e.,

tiempo de contacto, longitud del paso y tiempo de paso), parámetros cinemáticos (i.e., excursión de la pronación del pie y velocidad de pronación) y parámetros cinéticos (i.e., fuerza del impacto contra el suelo y fuerza de frenado contra el suelo) en dos superficies diferentes (i.e., pista de atletismo y hierba) a dos velocidades de carrera diferentes (velocidad cómoda seleccionada por uno mismo y una velocidad aumentada)⁸⁵. Mediante dos carreras de 1600 m, primero a un ritmo lento y luego rápido en dos superficies ordenadas aleatoriamente (i.e., pista y césped), se encontró que los sensores del podómetro RunScribe eran válidos para determinar variaciones en los parámetros espaciotemporales, cinéticos y cinemáticos antes mencionados⁸⁵.

En relación con la colocación del dispositivo Runscribe en las zapatillas, García-Pinillos et al.⁸⁶ encontraron diferencias en la precisión de las medidas debidas a su ubicación en el talón o en los cordones de la zapatilla, comparando los resultados con una tecnología de referencia i.e., una cámara de video de alta velocidad a 1000 Hz). Al analizar el tiempo de contacto, el tiempo de vuelo y la longitud del paso, se recomienda la colocación en los cordones de las zapatillas, ya que se encontraron errores más pequeños al compararlos con la ubicación en el talón. Por el contrario, la colocación en el talón mostró una mayor precisión al analizar la frecuencia de paso (i.e., la cadencia). En cualquier caso los autores encontraron que RunScribe es un sistema válido para examinar las variables espaciotemporales de la carrera en tapiz rodante⁸⁶.

En el estudio de Cerezuela-Espejo et al. Mencionado anteriormente⁷¹, RunScribe resultó ser el segundo sensor más repetible en todas las condiciones examinadas (i.e., aumentos en la velocidad, pendiente y peso corporal), con un error estándar de medición $\leq 30,1$ W, coeficiente de variación $\leq 7,4\%$, y un coeficiente de correlación intraclass $\leq 0,709$, para pruebas en tapiz rodante. Sin embargo, cuando se utiliza en exteriores, RunScribe exhibe tanto los errores más altos como la repetibilidad más pobre (SEM $\geq 59,3$ W, CV $\geq 14,8\%$, ICC $\leq 0,563$)⁷¹.

En cuanto a su validez concurrente con la potencia metabólica (i.e., el VO_2), RunScribe mostró valores de $r \geq 0,582$ y error estándar de estimación (SEE) $\leq 13,7\%$ para entornos de interior y exterior. Además, los errores de estimación de la potencia y la concordancia con el VO_2 se redujeron en condiciones de variación de peso y pendiente y los errores estándar aumentaron (SEE = 10,3% para variaciones en el peso corporal y SEE = 18,5% para variaciones en la pendiente de inclinación). En cuanto a la recopilación de

datos, cabe destacar que los autores no especificaron la ubicación de los sensores portátiles, y esto, como se discutió anteriormente, podría afectar a la posible interpretación de los resultados obtenidos.

Los estudios encontrados en la literatura científica que testaron la fiabilidad y la validez de alguno de los sensores portátiles con capacidad para medir potencia de carrera se encuentran resumidos en la tabla 2.

Tabla 2. Estudios (n = 7) que evaluaron la fiabilidad y validez de los diferentes sistemas portátiles con capacidad para medir potencia de carrera.

| Estudio, año | Participantes | Sistema testado | Sistema de referencia | Protocolo | Variables medidas | Resultados |
|----------------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| García-Pinillos et al. (2018) ⁹⁵ | 18 corredores de fondo entrenados | Stryd™ (podómetro) | OptoGait (células fotoeléctricas) | Test incremental de carrera en tapiz rodante (8-20 km·h ⁻¹ con escalones de 3 minutos) | - parámetros espaciotemporales (TC, TV, LP, cadencia) | Stryd es fiable para medir parámetros espaciotemporales. Proporciona medidas precisas de LP y cadencia, pero subestima el TC (0,5-8%) y sobreestima el TV (3-67%) |
| Koldenhoven et al. (2018) ⁸³ | 12 corredores aficionados | RunScribe | Sistema de captura de movimiento 3D (Vicon system) | 2.4 km de carrera en cinta a velocidad autoseleccionada | - PR, PR _{veloc} , y cadencia | RunScribe mostró una validez concurrente de buena a excelente para todas las variables estudiadas. |
| Brayne et al. (2018) ⁸⁴ | 13 corredores | RunScribe (adherido a la piel) | Acelerómetro piezorresistivo uniaxial (modelo 352C22, PCB Piezotronics): sobre la piel | Carrera constante en cinta a 3 velocidades diferentes (2.5, 3.5, 4.5 m·s ⁻¹) durante 40 s (10 s para adquirir la V y 30 s de registro) | - Aceleración pico de la tibia (g) | RunScribe mide con precisión la aceleración pico de la tibia a diferentes velocidades. |
| Hollis et al. (2019) ⁸⁵ | 15 corredores aficionados | RunScribe (podómetro, en el talón) | Comparativa intrasistema (bajo distintas condiciones experimentales) | 2 carreras de 1600 m (lenta: 3-4; rápida: 5-6 en la escala RPE de 0-10) en dos superficies (pista y hierba). En orden aleatorio. | - Espaciotemporales (TC, cadencia, LP) - Cinemáticos (PR, PR _{veloc}) - Impact G, braking G) | RunScribe se mostró válido para identificar cambios en las variables medidas entre las dos superficies testadas. |
| Navalta et al. (2019) ⁸¹ | 20 individuos jóvenes sanos | Stryd™ (podómetro) | Fiabilidad intrasistema | 2 caminatas de montaña de 5 min a ritmo autoseleccionado, y 2 carreras de montaña de 5 min (con 5 min de recuperación) | - Potencia, FP - Leg spring stiffness - TC y oscilación vertical | La fiabilidad de Stryd para las tareas de carrera fue de moderada a excelente para todas las variables estudiadas. |
| García-Pinillos et al. (2019) ⁸⁶ | 49 corredores de fondo aficionados | RunScribe (en el talón y en los cordones) | Video análisis de alta velocidad (1,000 Hz) | Carrera en cinta de 3 min a ritmo confortable autoseleccionado | - Parámetros espaciotemporales (TC, TV, LP, cadencia) | RunScribe se mostró válido para medir parámetros espaciotemporales de carrera en cinta. La localización del dispositivo en los cordones mostró menos error para TC, TV y LP, y en el talón para la cadencia. |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) ⁷¹ | 12 corredores de fondo (hombres) entrenados | - Stryd™ App - Stryd™ (reloj) - RunScribe - Garmin Running Power - Polar Vantage | - Carro metabólico (VO ₂) | 2 protocolos en 2 condiciones diferentes (outdoor vs. indoor): Test submáximo V incremental Test submáximo con incremento de la masa corporal Test submáximo con aumento de la inclinación (sólo indoor) | - Potencia de carrera | El sistema Stryd es el más repetible y el que mejor validez concurrente mostró en comparación con los parámetros fisiológicos (VO ₂) entre los 5 sistemas testados. |

TC: tiempo de contacto con el suelo; TV: tiempo de vuelo; LP: longitud de paso; PR: pronación (grados); PR_{veloc}: velocidad de pronación (grados/seg); RPE: tasa de esfuerzo percibido; VO₂: consume de oxígeno.

1.5.5 Entrenar con potencia de carrera

El ámbito de las ciencias del deporte ha buscado desde siempre conocer las respuestas fisiológicas del organismo al esfuerzo y sus mecanismos de adaptación agudos y crónicos. Para ello, se han utilizado a lo largo de los años un buen número de variables fisiológicas que nos ayudan a interpretar el grado de estrés que generan los diferentes estímulos de entrenamiento.

A través de pruebas de laboratorio, se han estudiado los valores límite de intensidad soportable y se han tratado de definir las intensidades correspondientes a los puntos de inflexión de esas variables fisiológicas. Algunos de los hitos fisiológicos más comúnmente utilizados en el ámbito de los deportes de resistencia son el consumo máximo de oxígeno ($VO_2\text{max}$) o los umbrales de lactato y ventilatorios. Conocer las velocidades asociadas a estos eventos fisiológicos, ha permitido cuantificar las dosis de entrenamiento y desarrollar las teorías del entrenamiento en base a las respuestas y adaptaciones fisiológicas encontradas.

Frente a las limitaciones que presentaba trasladar los resultados del laboratorio al terreno en términos de velocidad, los medidores de potencia portátiles emergieron en el ciclismo como una alternativa capaz de eliminar las discrepancias debidas al tipo de terreno, la inclinación o la velocidad del viento. Una vez determinadas en el laboratorio las potencias asociadas a las intensidades umbral (i.e., a los puntos de inflexión de las variables fisiológicas), los potenciómetros portátiles permitieron la monitorización de la intensidad de manera más objetiva, cambiando drásticamente la forma de entrenar y competir en ciclismo ⁷⁶.

Sin embargo, existen ciertas dificultades inherentes a la utilización regular de las pruebas laboratorio que las alejan del día a día de atletas y entrenadores en términos prácticos. El empleo de materiales, tecnologías y personal cualificado para la interpretación de los datos encarece el coste de estas pruebas, restringiendo casi por completo su uso a los deportistas de élite por razones económicas. En este punto, diversas pruebas de campo se han propuesto para establecer aproximaciones de los límites e hitos fisiológicos que determinan el rendimiento en los deportes de resistencia.

Curva de Potencia Crítica y curva Potencia-Tiempo

Si se le pidiese a un atleta que completase carreras a intensidad constante, en días separados, de tal manera que le llevaran hasta el agotamiento en un tiempo variable entre los 2 y los 15 minutos, obtendríamos una gráfica curvilínea capaz de predecir con un mínimo margen de error, el tiempo que dicho atleta podría sostener una determinada tasa de producción de energía. Esta relación curvilínea entre la generación de potencia y la duración posible del esfuerzo, se denomina curva potencia-tiempo o curva de potencia crítica, y ha demostrado seguir un patrón matemático hiperbólico ^{99, 100}.

La Potencia crítica (PC), por tanto, sería la interpretación matemática de la asíntota horizontal de la curva potencia-tiempo, es decir, la intensidad en la que la curva se estabiliza por completo (figura 10). Fisiológicamente, la PC trata de representar la tasa de trabajo correspondiente al máximo estado estable aeróbico ¹⁰¹.

Siguiendo este modelo matemático, la cantidad de trabajo realizable (sin tiempo para la recuperación) por encima de la PC se define como W' , y podría interpretarse fisiológicamente como la reserva de energía anaeróbica del atleta.

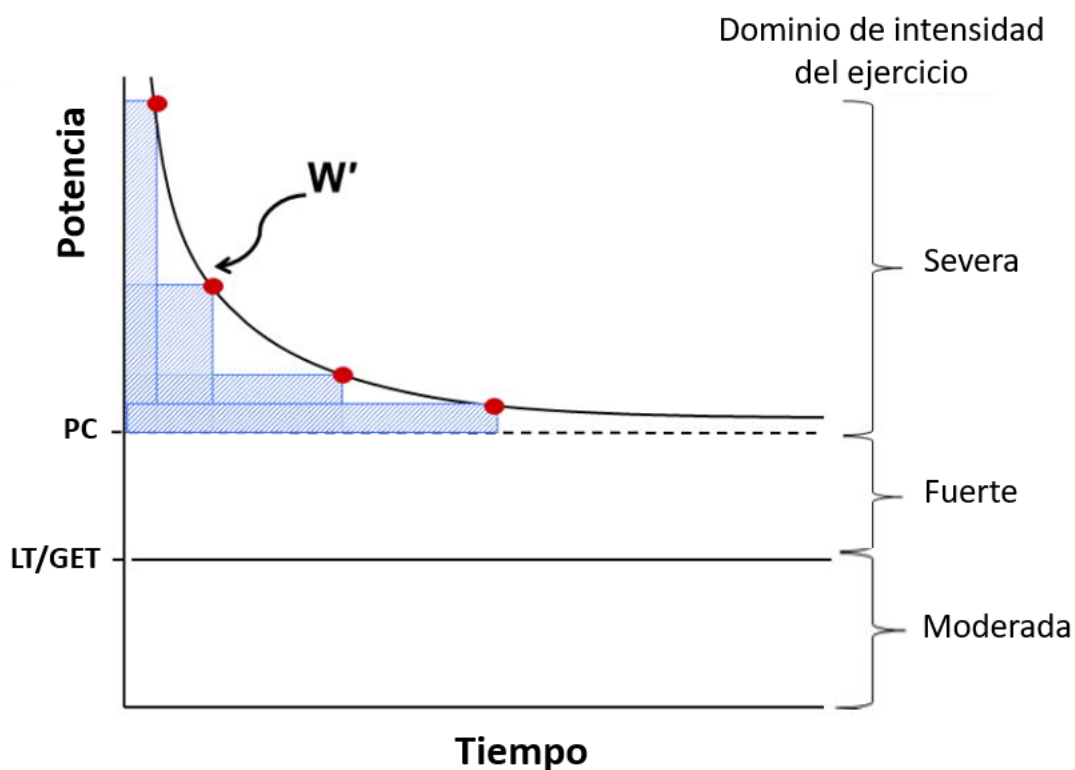


Figura 10. Representación gráfica de los conceptos Potencia Crítica y W' , y su relación con los dominios de intensidad propuestos por Burnley et al ⁹⁸.

El protocolo más validado para la estimación de la PC y W' requiere una visita al laboratorio para estimar PC con un protocolo en rampa ¹⁰³. Sin embargo, esta visita debe ser complementada con varias visitas más (entre 3 y 7, normalmente) para realizar pruebas a intensidad constante por encima de la PC que terminen entre los 3 y los 15 minutos por agotamiento total del atleta ¹⁰⁴. Como este “método de oro” consume demasiado tiempo, algunos autores han propuesto un único test de 3 minutos a la máxima intensidad posible y desde el principio (i.e., *3-min “all-out” test*) ¹⁰⁵.

El “*3-min all-out test*” asume que en los primeros 150 segundos de la prueba se consume toda la reserva de energía anaeróbica ($W' = 0$), siendo la potencia sostenible durante los últimos 30 segundos del test la PC. Sin embargo, los test hasta el agotamiento han demostrado menor validez y fiabilidad que las pruebas contrarreloj ¹⁰⁶ debido al componente marcadamente volitivo de la terminación de muchas pruebas hasta el agotamiento ^{107, 108} y a la alta susceptibilidad al efecto aprendizaje que suponen ^{109, 110}.

Pese a la claridad del concepto matemático de la PC, es reconocido que no se corresponde con ningún umbral fisiológico conocido, situándose de manera aproximada a medio camino entre el umbral de lactato y el VO_{2max} ¹¹¹.

Determinación de las zonas de intensidad por potencia

Según define Burnley en su estudio ¹⁰² existen tres dominios de intensidad distintos con diferentes eventos fisiológicos que explicarían la aparición de la fatiga para cada uno de ellos. Estas intensidades se dividen en moderada, fuerte y severa. Teóricamente, el umbral de lactato (LT) separa las intensidades moderada y fuerte, y la PC marca el límite fisiológico entre los dominios de intensidad fuerte y severa ¹¹² (figura 10).

En los esfuerzos de intensidades inferiores a la PC se ha observado una tendencia a la estabilidad de ciertos factores fisiológicos, como las concentraciones de lactato y de fosfocreatina, el VO_2 , o el pH ¹⁰⁰. Por el contrario, las intensidades por encima de la PC se caracterizan por la inestabilidad metabólica, la pérdida de la eficiencia muscular y el desarrollo de un componente lento del VO_2 ¹¹³.

Si bien el ejercicio de intensidad moderada (i.e., por debajo del LT) se puede mantener durante más de 3 horas y la fatiga parece tener su origen en el sistema nervioso central, la cantidad de ejercicio que podemos realizar en el dominio de intensidad severa es

limitado (unos 40 minutos como máximo) y la tolerancia del atleta es desafiada por aspectos periféricos relacionados con la depleción de la fosfocreatina y el acúmulo de metabolitos. En el medio de estos dominios, la incapacidad para soportar tareas de fuerte intensidad (es decir, por encima del LT, pero por debajo de la PC) se explica por una combinación de fenómenos fisiológicos centrales y periféricos. Estos límites fisiológicos dependen en gran medida del perfil aeróbico del atleta y deben establecerse de forma individual ¹⁰².

Aunque una revisión de Vandewalle et al. ¹¹⁴ encontró que la PC era un mal predictor del tiempo de agotamiento para distintas intensidades, Jones y Vanhatalo ¹¹² determinaron que dentro de un rango de varias intensidades de ejercicio (e. g., carrera de resistencia), conocer la relación potencia-tiempo hasta el agotamiento proporciona una base fundamental para comprender adecuadamente las bases fisiológicas del desarrollo de la fatiga. De esta forma, la determinación de intensidades (y duraciones) a través de la potencia supuso un gran paso adelante para entrenadores y fisiólogos por su sobresaliente capacidad para monitorizar el entrenamiento y optimizar el rendimiento atlético en carrera.

Umbral Funcional de Potencia o FTP

Uno de los test más empleados en ciclismo para la determinación de las potencias de entrenamiento es el basado en el umbral de potencia funcional (FTP). En 2006, Allen y Cogan definieron este umbral como la potencia máxima que se puede mantener sin que la concentración sanguínea de lactato aumente y sin fatigarse ¹¹⁵. En el mismo trabajo, los autores sitúan esa potencia como la máxima que un ciclista entrenado puede promediar durante un test de una hora. Si bien este tiempo límite varía en función de la condición física de los atletas, el FTP ha mostrado altas correlaciones con algunos de los umbrales fisiológicos más utilizados en los deportes de resistencia, como el umbral de lactato (LT) ¹¹⁶, o el máximo estado estable del lactato sanguíneo (MLSS) ^{117, 118}.

El umbral de lactato se define como la intensidad máxima que precede a un aumento exponencial de los valores de lactato en sangre durante una prueba incremental ¹¹⁹. Sin embargo, cabe destacar que durante un esfuerzo continuo a esta intensidad umbral la concentración sanguínea de lactato aumenta de manera constante ¹¹⁶. Además, el valor de potencia asociado al umbral de lactato se ha visto que varía dependiendo del protocolo utilizado ¹¹⁹. Por ello, el MLSS se ha propuesto como el verdadero umbral fisiológico, ya

que se refiere a la tasa de trabajo máxima que se puede mantener en el tiempo (30 min) sin acumulación de lactato en sangre (o con un incremento menor de 1 mmol/L) ¹²⁰⁻¹²². A la intensidad del MLSS el tiempo límite se estima entre los 45 y los 70 minutos, lo que ha dado pie a su estimación mediante el test de FTP ^{117, 123, 124}.

Como el MLSS ha demostrado ser más sensible y predecir mejor el rendimiento en deportes de resistencia que el consumo máximo de oxígeno (VO₂max) en atletas entrenados ¹¹⁹, la prueba del FTP se extendió como una buena aproximación de los principales eventos fisiológicos que marcan la transición aeróbica-anaeróbica y, por lo tanto, se ha venido utilizado en ciclismo para determinar las zonas de intensidad para cada deportista y planificar la dosis de entrenamiento sobre una base individualizada.

Sin embargo, cabe destacar que pese a la alta correlación mostrada entre el FTP y algunos de los principales umbrales fisiológicos ¹²⁵⁻¹³⁵, el concepto se basa en un marco temporal arbitrario (60 minutos) y por tanto no se corresponde totalmente con ninguno de ellos ^{127-130, 132, 133}. La tabla 3 resume los estudios más recientes sobre FTP y su relación con los principales umbrales fisiológicos.

Tabla 3. Estudios de comparación entre el FTP y la potencia correspondiente a los valores umbrales previamente validados. Adaptado de Chorley et al. 2020.

| Estudio, año | Participantes | Test de FTP | Parámetro fisiológico comparado | Potencia FTP (W) | Potencia umbral fisiológico (W) | Coefficiente de correlación | Diferencias significativas |
|---------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|-------------------|------------------------------------|------------------|---------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Barranco-Gil, et al. 2020 ¹³² | 15 hombres, muy entrenados | FTP ₂₀ | Punto de compensación respiratoria | 285 ± 1 | 344 ± 32 | 0.86 a 0.93 | Sí |
| Borszcz, et al. 2018 ¹²⁴ | 23 hombres, entrenados | FTP ₂₀ | U.Anaeróbico | 236 ± 38 | 344 ± 32 | 0.61 | No |
| | | FTP ₆₀ | U.Anaeróbico | 231 ± 33 | 237 ± 29 | 0.76 | No |
| Gavin, et al. 2012 ¹³⁵ | 7 hombres entrenados o muy entrenados | FTP ₈ | OBLA | 301 ± 13 | 293 ± 9 | 0.70 | No |
| Inglis, et al. 2019 ¹²⁷ | 18 ciclistas (12 hombres y 6 mujeres) entrenados o muy entrenados | FTP ₂₀ | MLSS | 261 ± 45 | 243 ± 48 | 0.96 | Sí |
| | | | LT (Dmax) | 266 ± 42 | 238 ± 32 | 0.75 | Sí |
| Jeffries, et al. 2019 ¹³³ | 20 hombres muy entrenados | FTP ₂₀ | OBLA | 266 ± 42 | 285 ± 1 | 0.88 | No |
| | | | U.Anaeróbico | 266 ± 42 | 268 ± 30 | 0.85 | Sí |
| Klitzke Borszcz, et al. 2019 ¹²⁸ | 15 hombres, entrenados o muy entrenados | FTP ₂₀ | MLSS | 252 ± 23 | 248 ± 25 | 0.91 | No |
| Lillo-Bevia, et al. 2019 ¹³⁰ | 11 hombres, entrenados | FTP ₂₀ | MLSS | 262 ± 19 | 250 ± 16 | 0.95 | Sí |
| McGrath, et al. 2019 ¹³¹ | 19 ciclistas (12 hombres y 7 mujeres) muy entrenados | FTP ₂₀ | LT (Dmax) | 259 ± 40 | 246 ± 38 | 0.94 | No descrito |
| Morgan, et al. 2019 ¹²⁵ | 12 hombres, entrenados | FTP ₂₀ | LT (Dmax) | 278 ± 42 | 275 ± 40 | 0.92 | No |
| Sanders, et al. 2020 ¹³⁴ | 19 hombres, muy entrenados | FTP ₈ | LT (Dmax) | 341 ± 33 | 279 ± 20 | No descrito | Sí |
| | | | OBLA | 341 ± 33 | 319 ± 25 | No descrito | No |
| Valenzuela, et al. 2018 ¹²⁹ | 20 hombres (11 nivel recreacional y 9 muy entrenados) | FTP ₂₀ | LT (Dmax) | 240 ± 35 | 246 ± 24 | 0.90 | No |

VT2: Segundo Umbral Ventilatorio; OBLA: Comienzo de la acumulación sanguínea de lactato; Dmax: método de cálculo para el Umbral de lactato (LT); MLSS: Máximo estado estable del lactato.

Aunque la carrera contrarreloj de 60 minutos se ha mostrado como un test altamente reproducible para evaluar la condición aeróbica de los atletas de fondo ¹³⁶, este método de cálculo del FTP (i.e. FTP₆₀) es habitualmente sustituido por test más cortos (e.g., FTP₂₀, FTP₁₀, FTP₈) en aras de la practicidad. De hecho, el test FTP₂₀ es la prueba simplificada más popular para predecir el FTP en ciclistas, y los creadores del término situaron su factor individual de corrección en 0.95 ¹¹⁵. Esto quiere decir que la potencia del FTP puede ser estimada a través de la potencia media obtenida durante un test contrarreloj de 20 minutos, sustrayéndole un 5% a la misma.

Tras la popularización del FTP₂₀ como método de cálculo del FTP, algunos estudios han validado este factor individual de corrección (ICF% = FTP₆₀/FTP₂₀) del 95% ^{123, 124, 129} para ciclistas entrenados, mientras que otros estudios han encontrado asociaciones más fuertes entre el FTP₂₀ y el MLSS restando ~10% a la potencia media durante el test de 20 minutos ^{127, 130, 133}. Además, se han propuesto otros test contrarreloj de duraciones entre 3 y 30 minutos, aunque el factor de corrección para todos ellos parece depender del perfil aeróbico individual y ser directamente proporcional al nivel de entrenamiento de los atletas ¹³⁷.

Dado que no existen estudios previos que relacionen el FTP de carrera a pie con los test simplificados para su cálculo, el **estudio 3** del presente documento trata de establecer los factores individuales de corrección de tres pruebas contrarreloj, de menor duración, para la estimación del FTP de corredores de fondo entrenados.

Métricas relacionadas con la potencia de carrera

El desarrollo de los dispositivos portátiles para la medición de la potencia de carrera ha traído consigo la aparición de otras métricas de carrera relacionadas con la potencia. A través de los datos provenientes de los acelerómetros, giroscopios y altímetros barométricos incluidos en los distintos sistemas, se han generado algoritmos para interpretar la rigidez del muelle de la pierna (*leg spring stiffness*), la oscilación vertical del centro de masas o la potencia de forma (*form power*), entre otras.

El interés por estas novedosas variables para la interpretación de la carrera a pie incluye tanto al ámbito del rendimiento como al clínico. Medidas como la oscilación vertical del centro de masas, o la relación entre potencia generada y la velocidad conseguida se han propuesto como indicadores de la calidad técnica del gesto, y, por ende,

como predictores de la mayor o menor eficiencia de carrera. Así mismo, su aplicación podría servir de ayuda en la prevención de ciertas lesiones por sobreuso o incluso en el diagnóstico clínico de algunas alteraciones de la marcha.

Efectividad de carrera

Como se ha mencionado anteriormente, los medidores de potencia de carrera portátiles estiman la fuerza aplicada por los atletas derivada de medidas antropométricas (altura y masa corporal) y parámetros espaciotemporales (velocidad, ritmo de paso y tiempo de contacto con el suelo), disponibles gracias a las pequeñas Unidades de Medición Inercial (IMU) que contienen. A través de esos mismos acelerómetros (en interiores) o en combinación con tecnología GPS (en exteriores), estos novedosos dispositivos monitorizan en tiempo real la velocidad de desplazamiento del atleta.

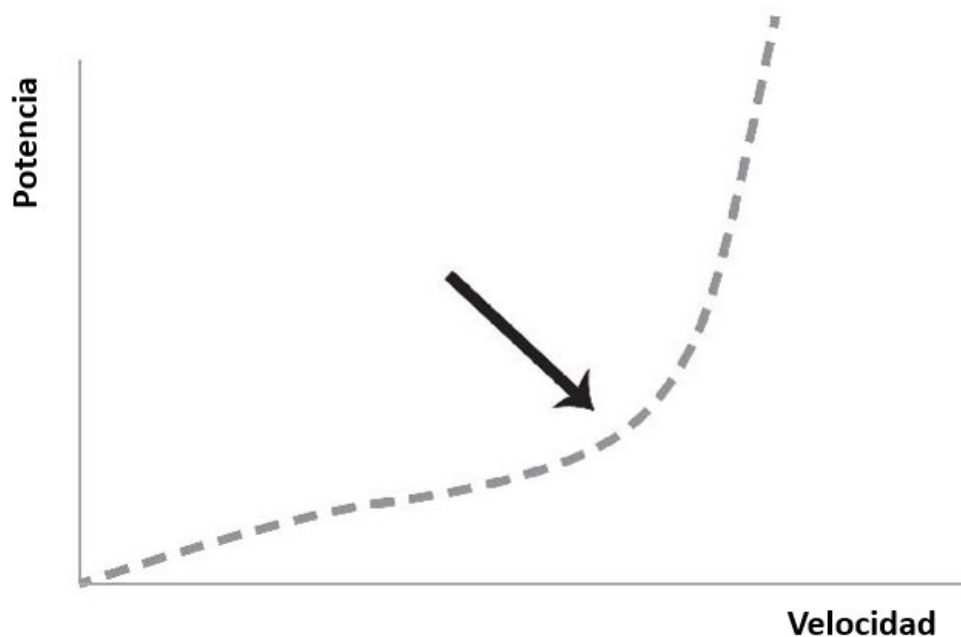


Figura 11. Relación teórica potencia-velocidad.

La gráfica no muestra unidades para representar que la relación sigue el mismo patrón para la carrera a pie de todos los individuos, independientemente de su nivel de condición atlética.

Conociendo la velocidad y potencia instantáneas, la efectividad de carrera (EC) se define como el cociente entre la velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) y la potencia de salida normalizada por el peso del sujeto ($\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$). Este cociente se expresa en $\text{N}\cdot\text{kg}^{-1}$ y representa la capacidad de un atleta para traducir una determinada tasa de trabajo (i.e., la potencia) en velocidad.

Sin embargo, la relación entre la velocidad y la potencia necesaria para mantenerla no es lineal (Figura 11), por lo tanto, no tiene mucho sentido hablar de una única EC para cada corredor, sino de la EC correspondiente a una determinada velocidad, o en su defecto, de la potencia (normalizada por el peso) necesaria para mantener una velocidad determinada.

Tal como se observa en la representación de la figura 11, para mantener una velocidad mayor se necesita producir más potencia. Sin embargo, a partir de una velocidad determinada la relación potencia-velocidad se vuelve exponencial, esto es, la cantidad de vatios necesaria para incrementar una misma unidad de velocidad es mucho mayor.

La justificación de este fenómeno viene dada por distintos factores. En primer lugar, con cada paso se pierde inexorablemente una buena cantidad de impulso hacia delante¹³⁸. Este impulso es absorbido por la pierna durante el apoyo del pie, y sólo una pequeña parte se recupera para el paso subsiguiente. Obviamente, el patrón de pisada del corredor puede afectar esto, pero en general, hay una pérdida significativa de impulso hacia adelante que lleva a que en cada paso deba producirse más fuerza que en el anterior.

Por otro lado, la cadencia también debe aumentar. Sin embargo, este aumento sólo puede ayudar hasta un cierto límite, ya que a mayores frecuencias de paso el tiempo de contacto disminuirá, y éste nunca puede llegar a cero. Por lo tanto, llegará un momento en que nuestro tiempo de contacto con el suelo no pueda seguir disminuyendo y necesitemos generar mucha más fuerza para incrementar la velocidad.

Finalmente, cuanto más rápido vamos la resistencia del aire se hace proporcionalmente mayor y más rápido fatigamos nuestros sistemas anaeróbicos de obtención de energía. Esto conduce a pérdidas en la coordinación de movimientos de alta velocidad y en la fuerza, disminuyendo la eficiencia (i.e., fatiga periférica)¹⁰².

Varios estudios han investigado el papel de la fatiga en los dominios de intensidad severa [e.g., entrenamiento en intervalos de alta intensidad^{139, 140}], y moderada [e.g., ultramaratón^{141, 142}]. Sin embargo, existen menos trabajos sobre la influencia de la fatiga en carreras a intensidad fuerte^{143, 144}, y no existe ningún estudio hasta la fecha que evalúe el efecto de la fatiga sobre la efectividad de carrera. Por ello, el **estudio 4** del presente documento propone evaluar el efecto de la fatiga sobre la efectividad de carrera, la potencia y la potencia de forma tras una prueba submáxima de 1 hora en tapiz rodante.

Form power

Definida únicamente en el sistema Stryd, esta métrica es explicada por los propios fabricantes como la "potencia de correr en el sitio". Hoogkamer et al. ¹³⁸ proponen un modelo esquemático sobre el coste metabólico de correr (figura 12) que incluye el "coste del rebote perpendicular al suelo" y que resulta el término más parecido en la literatura científica a la potencia de forma descrita por Stryd.

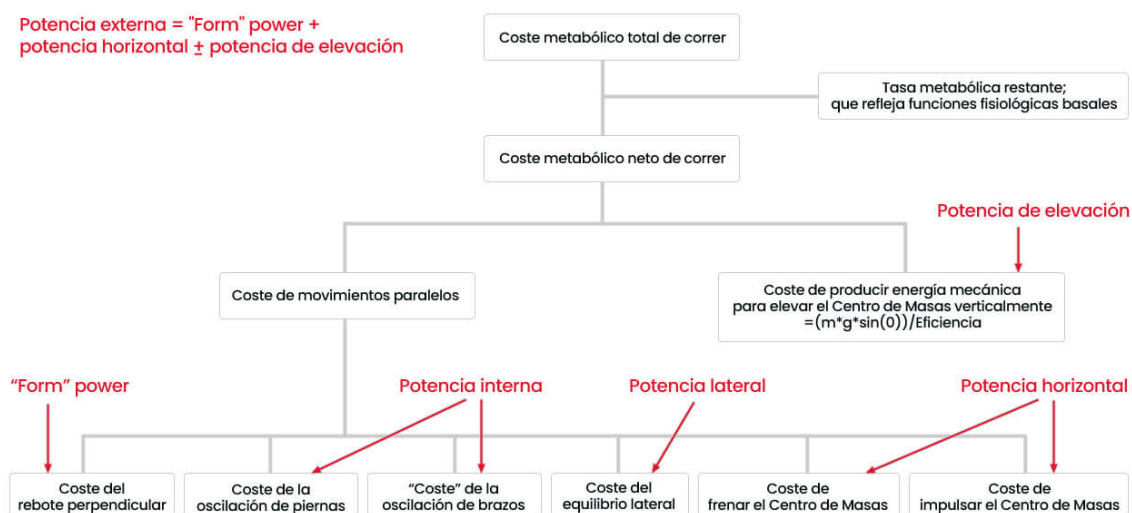


Figura 12. Descomposición del coste metabólico de correr.

Adaptado de Hoogkamer et al. 2016. Nótese que el modelo explica el coste de correr con desnivel positivo, por eso diferencia entre coste de correr en paralelo y coste de elevación.

Aunque su algoritmo de cálculo no ha sido publicado aun, la compañía sugiere que la disminución en la potencia de forma (FP) es sinónimo de mejoras en la técnica de carrera y economía del gesto. De hecho, Stryd ha incluido en sus últimas actualizaciones de software otra métrica derivada de la anterior que es el *form power ratio* (FPR), que expresa el porcentaje de FP sobre la potencia total.

En efecto, si para una misma potencia de salida se requiere menos tasa de producción de energía para el mero hecho de "correr en el sitio", más potencia sobre la total será aplicable a desplazar el cuerpo hacia delante, y más eficiente será el patrón de carrera adoptado. En esta dirección concluyen Austin et al. ⁹⁰ en el único estudio sobre FP publicado hasta la fecha, que evalúa la potencia de forma de Stryd en relación con la economía de carrera. Pese a encontrar correlaciones positivas entre la FP y la economía de carrera ($r = 0.5$; C.I. = 0.1 – 0.8), los autores sugieren que la FP podría no ser lo suficientemente sensible para detectar cambios en la economía de carrera de los atletas.

Debido a la escasez de evidencia científica en relación a la FP de Stryd, el actual trabajo dedica su **estudio 4** a la evaluación de los efectos de un test submáximo de 1 hora en tapiz rodante sobre la potencia de salida, la potencia de forma y la efectividad de carrera.

1.6 Referencias

1. Minetti AE, Ardigo LP, Saibene F. The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol Scand.* 1994;150(3):315-23.
2. Minetti AE. Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments. *Acta Astronaut.* 2001;49(3-10):191-8.
3. Alexander RM. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev.* 1989;69(4):1199-227.
4. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America.* 2005;16(3):603-21.
5. Roche-Seruendo LE, Garcia-Pinillos F, Haicaguerre J, et al. Lack of influence of muscular performance parameters on spatio-temporal adaptations with increased running velocity. *Journal of strength and conditioning research.* 2017.
6. Brughelli M, Cronin J, Chaouachi A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *Journal of strength and conditioning research.* 2011;25(4):933-9.
7. Hunter J, Marshall R, McNair P. Relationships between Ground Reaction Force Impulse and Kinematics of Sprint-Running Acceleration. *Journal of applied biomechanics.* 2005;21:31-43.
8. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics.* 1989;22(11-12):1217-27.
9. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of biomechanics.* 1990;23 Suppl 1:65-78.
10. Blickhan R, Full RJ. Similarity in multilegged locomotion - Bouncing like a monopode. *Journal of Comparative Physiology a-Sensory Neural and Behavioral Physiology.* 1993;173(5):509-17.
11. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol.* 1993;185:71-86.
12. Jaén Carrillo D, Roche Seruendo LE, Felton L, et al. Stiffness in Running: A Narrative Integrative Review. *Strength And Conditioning Journal.* 2020;Publish Ahead of Print.

13. Aleshinsky SY. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system. *Journal of biomechanics*. 1986;19(4):311-5.
14. Williams KR, Cavanagh PR. A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of biomechanics*. 1983;16(2):115-28.
15. Cavagna GA. [Mechanical work in walking and running]. *J Physiol (Paris)*. 1969;61 Suppl 1:3-42.
16. Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and sport sciences reviews*. 1977;5:89-129.
17. Heglund NC, Cavagna GA, Taylor CR. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J Exp Biol*. 1982;97:41-56.
18. Alexander RM. Energy-saving mechanisms in walking and running. *Journal of Experimental Biology*. 1991;160(1):55-69.
19. Schmidt-Nielsen K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. *Science (New York, NY)*. 1972;177(4045):222-8.
20. Cavagna GA, Willems PA, Heglund NC. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of physiology*. 2000;528(Pt 3):657-68.
21. Heise GD, Martin PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *European journal of applied physiology*. 2001;84(5):438-42.
22. Sasaki K, Neptune RR. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait & posture*. 2006;23(3):383-90.
23. Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News in physiological sciences : an international journal of physiology produced jointly by the International Union of Physiological Sciences and the American Physiological Society*. 2001;16:256-61.
24. Jenny DF, Jenny P. On the mechanical power output required for human running - Insight from an analytical model. *Journal of biomechanics*. 2020;110:109948.
25. Peronnet F, Massicotte D. Table of nonprotein respiratory quotient: an update. 1991;16(1):23-9.

26. Arellano CJ, Kram R. Partitioning the metabolic cost of human running: a task-by-task approach. *Integrative and comparative biology*. 2014;54(6):1084-98.
27. Hill A. The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. 1922;56(1-2):19-41.
28. Margaria R. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*: Oxford University Press; 1976.
29. Ettema G, Lorås HW. Efficiency in cycling: a review. *European journal of applied physiology*. 2009;106(1):1-14.
30. Samozino P, Horvais N, Hintzy F. Interactions between cadence and power output effects on mechanical efficiency during sub maximal cycling exercises. *European journal of applied physiology*. 2006;97(1):140-.
31. Chavarren J, Calbet JAL. Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1999;80(6):555-63.
32. Lucia A. Changes in blood volume and oxygenation level in a working muscle during a crank cycle. 2002;34(3):529.
33. Foss Ø, Hallén J. The most economical cadence increases with increasing workload. *European journal of applied physiology*. 2004;92(4):443-51.
34. Coast JR, Welch HG. Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1985;53(4):339-42.
35. di Prampero PE. Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European journal of applied physiology*. 2000;82(5):345-60.
36. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*. 1964;19:249-56.
37. Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol*. 1977;233(5):R243-61.
38. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of physiology*. 1977;268(2):467--81.
39. Borresen J, Lambert MI. The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2009;39(9):779-95.

40. Mujika I. Quantification of Training and Competition Loads in Endurance Sports: Methods and Applications. *International journal of sports physiology and performance*. 2017;12(Suppl 2):S29-s217.
41. Borg G. Borg's Perceived Exertion And Pain Scales 1998.
42. Foster C, Porcari JP, Anderson J, et al. The talk test as a marker of exercise training intensity. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation and prevention*. 2008;28(1):24-30; quiz 1-2.
43. Robertson RJ, Noble BJ. Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. *Exercise and sport sciences reviews*. 1997;25:407-52.
44. Chen MJ, Fan X, Moe ST. Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *Journal of sports sciences*. 2002;20(11):873-99.
45. Scherr J, Wolfarth B, Christle JW, et al. Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European journal of applied physiology*. 2013;113(1):147-55.
46. American College of Sports M, Riebe D, Ehrman JK, et al. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription 2018.
47. Eston R. Use of ratings of perceived exertion in sports. *International journal of sports physiology and performance*. 2012;7(2):175-82.
48. Foster C, Rodriguez-Marroyo JA, de Koning JJ. Monitoring Training Loads: The Past, the Present, and the Future. *International journal of sports physiology and performance*. 2017;12(Suppl 2):S22-s8.
49. Jarchi D, Casson AJ. Towards Photoplethysmography-Based Estimation of Instantaneous Heart Rate During Physical Activity. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 2017;64(9):2042-53.
50. Temko A. Accurate Heart Rate Monitoring During Physical Exercises Using PPG. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 2017;64(9):2016-24.
51. Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2003;33(7):517-38.
52. Lambert MI, Mbambo ZH, St Clair Gibson A. Heart rate during training and competition for long-distance running. *Journal of sports sciences*. 1998;16 Suppl:S85-90.
53. Bagger M, Petersen PH, Pedersen PK. Biological variation in variables associated with exercise training. *International journal of sports medicine*. 2003;24(6):433-40.

54. Robinson DM, Robinson SM, Hume PA, et al. Training intensity of elite male distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 1991;23(9):1078-82.
55. Karvonen J, Vuorimaa T. Heart rate and exercise intensity during sports activities. Practical application. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1988;5(5):303-11.
56. Banister EW, Calvert TW, Savage MV, et al. A systems model of training for athletic performance. 1975;7(3):57-61.
57. Edwards S. *The heart rate monitor book*. LWW; 1994.
58. Lucia A, Hoyos J, Santalla A, et al. Tour de France versus Vuelta a España: which is harder? *Medicine and science in sports and exercise*. 2003;35(5):872-8.
59. Falk Neto JH, Tibana RA, de Sousa NMF, et al. Session Rating of Perceived Exertion Is a Superior Method to Monitor Internal Training Loads of Functional Fitness Training Sessions Performed at Different Intensities When Compared to Training Impulse. *Frontiers in physiology*. 2020;11:919.
60. Borresen J, Lambert MI. Quantifying training load: a comparison of subjective and objective methods. *International journal of sports physiology and performance*. 2008;3(1):16-30.
61. Hopkins WG. Quantification of training in competitive sports. *Methods and applications*. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1991;12(3):161-83.
62. Mujika I. Quantification of Training and Competition Loads in Endurance Sports: Methods and Applications %J *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2017;12(s2):S2-9.
63. Saw AE, Main LC, Gastin PB. Monitoring the athlete training response: subjective self-reported measures trump commonly used objective measures: a systematic review. *British journal of sports medicine*. 2016;50(5):281-91.
64. Jacobs I. Blood lactate. Implications for training and sports performance. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1986;3(1):10-25.
65. Swart J, Jennings CL. Use of blood lactate concentration as a marker of training status : review article. 2004;16(3):1-5.
66. Baldwin J, Snow RJ, Febbraio MA. Effect of training status and relative exercise intensity on physiological responses in men. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(9):1648-54.
67. Gløersen Ø, Kocbach J, Gilgien M. Tracking Performance in Endurance Racing Sports: Evaluation of the Accuracy Offered by Three Commercial GNSS Receivers Aimed at the Sports Market. *Frontiers in physiology*. 2018;9:1425.

68. Schutz Y, Herren R. Assessment of speed of human locomotion using a differential satellite global positioning system. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(3):642-6.
69. Lopes TR, AA DEA, AC DAS, et al. Are heart rate deflection point and peak velocity determined in the Université of Montréal Track Test valid to approximate aerobic parameters measured in the laboratory? *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2016;56(5):510-9.
70. Kram R, Griffin TM, Donelan JM, et al. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1998;85(2):764-9.
71. Cerezuela-Espejo V, Hernandez-Belmonte A, Courel-Ibanez J, et al. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European journal of sport science*. 2020:1-10.
72. Statista. Runners - average miles per week worldwide 2017 <https://www.statista.com/statistics/933796/average-miles-runners-worldwide/2018>.
73. Vance J. *Run with power: The complete guide to power meters for running*: VeloPress; 2016.
74. Paquette MR, Napier C, Willy RW, et al. Moving Beyond Weekly 'Distance': Optimizing Quantification of Training Load in Runners. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2020:1-20.
75. Sanders D, Myers T, Akubat I. Training-Intensity Distribution in Road Cyclists: Objective Versus Subjective Measures. *International journal of sports physiology and performance*. 2017;12(9):1232-7.
76. Passfield L, Hopker JG, Jobson S, et al. Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling. *Journal of sports sciences*. 2017;35(14):1426-34.
77. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical Work in Running. *J Appl Physiol*. 1964;19:249-56.
78. Driss T, Vandewalle H. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *BioMed research international*. 2013;2013:589361.
79. Garcia-Pinillos F, Latorre-Roman PA, Ramirez-Campillo R, et al. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait & posture*. 2019;68:72-7.

80. Garcia-Pinillos F, Latorre-Roman PA, Roche-Seruendo LE, et al. Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd() power meter. *Gait & posture*. 2019;68:238-43.
81. Navalta JW, Montes J, Bodell NG, et al. Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *International journal of sports medicine*. 2019;40(8):498-502.
82. Skiba PF. Calculation of Power Output and Quantification of Training Stress in Distance Runners: The Development of the GOVSS Algorithm. 2006.
83. Koldenhoven RM, Hertel JJDb. Validation of a wearable sensor for measuring running biomechanics. 2018;2(2):74-8.
84. Brayne L, Barnes A, Heller B, et al. Using a wireless consumer accelerometer to measure tibial acceleration during running: agreement with a skin-mounted sensor. 2018;21(4):487-91.
85. Hollis CR, Koldenhoven RM, Resch JE, et al. Running biomechanics as measured by wearable sensors: effects of speed and surface. *Sports biomechanics*. 2019:1-11.
86. García-Pinillos F, Chicano-Gutiérrez JM, Ruiz-Malagón EJ, et al. Influence of RunScribe™ placement on the accuracy of spatiotemporal gait characteristics during running. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. 2019:1754337119876513.
87. Dobrijevic S, Ilic V, Djuric S, et al. Force-velocity relationship of leg muscles assessed with motorized treadmill tests: Two-velocity method. *Gait & posture*. 2017;56:60-4.
88. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román P, et al. How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals? *International journal of sports medicine*. 2019;40(9):609-13.
89. Aubry RL, Power GA, Burr JF. An Assessment of Running Power as a Training Metric for Elite and Recreational Runners. *Journal of strength and conditioning research*. 2018;32(8):2258-64.
90. Austin CL, Hokanson JF, McGinnis PM, et al. The Relationship between Running Power and Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Sports*. 2018;6(4):142.
91. Gregory C, Koldenhoven RM, Higgins M, et al. External ankle supports alter running biomechanics: a field-based study using wearable sensors. *Physiological measurement*. 2019;40(4):044003.

92. Leuchanka A, Switaj Z, Clark TJFS. Exploring kinematic asymmetry by means of wearable sensors during marathon race. 2019;11:S193-S4.
93. Leuchanka A, Switaj Z, Clark T. Use of wearable sensors for measurement of spatiotemporal variables during marathon race. *Footwear Science*. 2019;11:S191-S2.
94. Cerezuela-Espejo V, Hernández-Belmonte A, Courel-Ibáñez J, et al. Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiology & behavior*. 2020;223:112972.
95. Garcia-Pinillos F, Roche-Seruendo LE, Marcen-Cinca N, et al. Absolute Reliability and Concurrent Validity of the Stryd System for the Assessment of Running Stride Kinematics at Different Velocities. *Journal of strength and conditioning research*. 2018.
96. Navalta JW, Montes J, Bodell NG, et al. Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *International journal of sports medicine*. 2019;40(08):498-502.
97. Cerezuela-Espejo V, Hernández-Belmonte A, Courel-Ibáñez J, et al. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European journal of sport science*. 2020:1-22.
98. Jaén-Carrillo D, García-Pinillos F, Cartón-Llorente A, et al. Test–retest reliability of the OptoGait system for the analysis of spatiotemporal running gait parameters and lower body stiffness in healthy adults. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. 2020:1754337119898353.
99. Monod H, Scherrer JJE. The work capacity of a synergic muscular group. 1965;8(3):329-38.
100. Poole DC, Ward SA, Gardner GW, et al. Metabolic and respiratory profile of the upper limit for prolonged exercise in man. *Ergonomics*. 1988;31(9):1265-79.
101. Moritani T, Nagata A, DEVRIES HA, et al. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. 1981;24(5):339-50.
102. Burnley M, Jones AM. Power-duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *European journal of sport science*. 2018;18(1):1-12.
103. Murgatroyd SR, Wylde LA, Cannon DT, et al. A 'ramp-sprint' protocol to characterise indices of aerobic function and exercise intensity domains in a single laboratory test. *European journal of applied physiology*. 2014;114(9):1863-74.

104. Chorley A, Lamb K. The Application of Critical Power, the Work Capacity above Critical Power (W'), and Its Reconstitution: A Narrative Review of Current Evidence and Implications for Cycling Training Prescription. *Sports*. 2020;8:123.
105. Vanhatalo A, Doust JH, Burnley M. Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007;39(3):548-55.
106. Currell K, Jeukendrup AE. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2008;38(4):297-316.
107. Hill DW. The critical power concept. A review. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 1993;16(4):237-54.
108. Marcora SM, Staiano W. The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle? *European journal of applied physiology*. 2010;109(4):763-70.
109. Gaesser GA, Wilson LA. Effects of continuous and interval training on the parameters of the power-endurance time relationship for high-intensity exercise. *International journal of sports medicine*. 1988;9(6):417-21.
110. Hill DW, Smith JC. Determination of critical power by pulmonary gas exchange. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*. 1999;24(1):74-86.
111. Poole DC, Burnley M, Vanhatalo A, et al. Critical Power: An Important Fatigue Threshold in Exercise Physiology. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(11):2320-34.
112. Jones AM, Vanhatalo A. The 'Critical Power' Concept: Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2017;47(Suppl 1):65-78.
113. Vanhatalo A, Black MI, DiMenna FJ, et al. The mechanistic bases of the power-time relationship: muscle metabolic responses and relationships to muscle fibre type. *The Journal of physiology*. 2016;594(15):4407-23.
114. Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, et al. Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1997;37(2):89-102.
115. Allen H, Coggan A. *Training and Racing with a Power Meter*. 2nd ed. Boulder, CO: Velopress; 2006 2006.
116. Coyle EF, Coggan AR, Hopper MK, et al. Determinants of endurance in well-trained cyclists. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1988;64(6):2622-30.

117. McGrath E, Mahony N, Fleming N, et al. Is the FTP Test a Reliable, Reproducible and Functional Assessment Tool in Highly-Trained Athletes? *International journal of exercise science*. 2019;12(4):1334-45.
118. Lajoie C, Laurencelle L, Trudeau F. Physiological responses to cycling for 60 minutes at maximal lactate steady state. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*. 2000;25(4):250-61.
119. Faude O, Kindermann W, Meyer T. Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2009;39(6):469-90.
120. Beneke R. Methodological aspects of maximal lactate steady state-implications for performance testing. *European journal of applied physiology*. 2003;89(1):95-9.
121. Grossl T, De Lucas RD, De Souza KM, et al. Maximal lactate steady-state and anaerobic thresholds from different methods in cyclists. 2012;12(2):161-7.
122. Beneke R, Jeoap. Maximal lactate steady state concentration (MLSS): experimental and modelling approaches. 2003;88(4):361-9.
123. Klitzke Borszcz F, Tramontin AF, Costa VP. Reliability of the Functional Threshold Power in Competitive Cyclists. *International journal of sports medicine*. 2020;41(3):175-81.
124. Borszcz FK, Tramontin AF, Bossi AH, et al. Functional Threshold Power in Cyclists: Validity of the Concept and Physiological Responses. *International journal of sports medicine*. 2018;39(10):737-42.
125. Morgan PT, Black MI, Bailey SJ, et al. Road cycle TT performance: Relationship to the power-duration model and association with FTP. *Journal of sports sciences*. 2019;37(8):902-10.
126. MacInnis MJ, Thomas ACQ, Phillips SM. The Reliability of 4-min and 20-min Time Trials and Their Relationships to Functional Threshold Power in Trained Cyclists. *International journal of sports physiology and performance*. 2018:1-27.
127. Inglis EC, Iannetta D, Passfield L, et al. Maximal Lactate Steady State Versus the 20-Minute Functional Threshold Power Test in Well-Trained Individuals: "Watts" the Big Deal? *International journal of sports physiology and performance*. 2019:1-7.
128. Klitzke Borszcz F, Ferreira Tramontin A, Pereira Costa V. Is the Functional Threshold Power Interchangeable With the Maximal Lactate Steady State in Trained Cyclists? *International journal of sports physiology and performance*. 2019;14(8):1029-35.

129. Valenzuela PL, Morales JS, Foster C, et al. Is the Functional Threshold Power a Valid Surrogate of the Lactate Threshold? *International journal of sports physiology and performance*. 2018;1-6.
130. Lillo-Beviá JR, Courel-Ibáñez J, Cerezuela-Espejo V, et al. Is the Functional Threshold Power a Valid Metric to Estimate the Maximal Lactate Steady State in Cyclists? *Journal of strength and conditioning research*. 2019.
131. McGrath E, Mahony N, Fleming N, et al. Is the FTP Test a Reliable, Reproducible and Functional Assessment Tool in Highly-Trained Athletes? *International journal of exercise science*. 2019;12(4):1334-45.
132. Barranco-Gil D, Gil-Cabrera J, Valenzuela PL, et al. Functional Threshold Power: Relationship With Respiratory Compensation Point and Effects of Various Warm-Up Protocols. *International journal of sports physiology and performance*. 2020:1-5.
133. Jeffries O, Simmons R, Patterson SD, et al. Functional Threshold Power Is Not Equivalent to Lactate Parameters in Trained Cyclists. *Journal of strength and conditioning research*. 2019.
134. Sanders D, Taylor RJ, Myers T, et al. A Field-Based Cycling Test to Assess Predictors of Endurance Performance and Establishing Training Zones. *Journal of strength and conditioning research*. 2020;34(12):3482-8.
135. Gavin TP, Van Meter JB, Brophy PM, et al. Comparison of a field-based test to estimate functional threshold power and power output at lactate threshold. *Journal of strength and conditioning research*. 2012;26(2):416-21.
136. Chryssanthopoulos C, Ziaras C, Zacharogiannis E, et al. Variability of performance during a 60-min running race. *Journal of sports sciences*. 2015;33(19):2051-60.
137. Capostagno B, Lambert MI, Lamberts RP. A Systematic Review of Submaximal Cycle Tests to Predict, Monitor, and Optimize Cycling Performance. *International journal of sports physiology and performance*. 2016;11(6):707-14.
138. Hoogkamer W, Taboga P, Kram R. Applying the cost of generating force hypothesis to uphill running. *PeerJ*. 2014;2:e482.
139. Latorre-Roman PA, Garcia Pinillos F, Bujalance-Moreno P, et al. Acute effects of high-intensity intermittent training on kinematics and foot strike patterns in endurance runners. *Journal of sports sciences*. 2017;35(13):1247-54.

140. García-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Román P. Do Running Kinematic Characteristics Change over a Typical HIIT for Endurance Runners? *Journal of strength and conditioning research*. 2016;30(10):2907-17.
141. Vernillo G, Millet GP, Millet GY. Does the Running Economy Really Increase after Ultra-Marathons? *Frontiers in physiology*. 2017;8:783.
142. Vernillo G, Savoldelli A, Zignoli A, et al. Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *Journal of sports sciences*. 2015;33(19):1998-2005.
143. Willwacher S, Sanno M, Brüggemann GP. Fatigue matters: An intense 10 km run alters frontal and transverse plane joint kinematics in competitive and recreational adult runners. *Gait & posture*. 2020;76:277-83.
144. García-Pinillos F, Cartón-Llorente A, Jaén-Carrillo D, et al. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait & posture*. 2020;76:259-63.

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 Hipótesis

Teniendo en cuenta la información mostrada en la sección anterior, se hipotetiza que los sensores portátiles Stryd™ y RunScribe™ mostrarán una alta fiabilidad absoluta para sus datos de potencia en carrera a pie, y un elevado nivel de acuerdo entre ambos. Además, ha sido hipotetizado que las tres pruebas de menor duración propuestas en el presente trabajo para la estimación del Umbral Funcional de Potencia en corredores de fondo entrenados obtendrán una alta correlación con el valor calculado de éste. Finalmente, también se hipotetiza que una prueba extenuante de carrera de 1 hora de duración sobre tapiz rodante inducirá cambios en la potencia de carrera, la potencia de forma y la efectividad de carrera.

2.2 Objetivo general

Analizar el marco teórico disponible sobre entrenamiento por potencia en corredores de resistencia y ampliarlo con especial énfasis en la validez y fiabilidad de los sensores disponibles y su aplicación al entrenamiento deportivo (principalmente a través del concepto de umbral funcional de potencia).

2.3 Objetivos específicos

- Revisar de forma crítica la literatura disponible sobre la potencia mecánica durante carreras de resistencia.
- Determinar la fiabilidad absoluta de los sistemas portátiles de medición de la potencia en carrera Stryd™ y RunScribe™ y evaluar el grado de acuerdo entre ambos.
- Establecer la relación entre el Umbral Funcional de Potencia en carrera a pie y tres test de menor duración para su cálculo, en corredores de fondo entrenados.
- Valorar los efectos de una carrera submáxima de una hora en tapiz rodante sobre la efectividad de carrera, la potencia de salida y la potencia de forma, para corredores de fondo entrenados.

-

3 MATERIAL Y MÉTODOS

En esta sección se presentan a modo de resumen los principales aspectos metodológicos y materiales empleados en los cuatro estudios que componen la presente tesis doctoral. Un análisis más profundo y detallado sobre cada una de las herramientas utilizadas, sobre los métodos específicos empleados y sobre las distintas variables estudiadas puede encontrarse individualmente en cada uno de los artículos presentados en el apartado de resultados.

Para todos los estudios implementados en esta tesis doctoral la altura (m) y la masa (kg) se determinaron utilizando un estadiómetro de precisión y una balanza (SECA 222 y 634, respectivamente, SECA Corp., Hamburgo, Alemania).

Todas las pruebas fueron desarrolladas sobre un tapiz rodante motorizado (HP cosmos Pulsar 4P; HP cosmos Sports & Medical, GmbH, 138 Nußdorf, Alemania), colocado a 0° de inclinación.

En primer lugar, se llevó a cabo una revisión del alcance de las evidencias actuales sobre el uso de la potencia en carrera de resistencia y los diferentes sensores portátiles disponibles comercialmente para evaluarla (Estudio 1). Se consideró este diseño para tener un enfoque más amplio sobre un marco de estudio caracterizado por una variedad de diseños diferentes^{1, 2}. Se siguieron las pautas de Cochrane y los resultados fueron descritos de acuerdo con los elementos de informe preferidos para revisiones sistemáticas y metaanálisis (PRISMA) para revisiones de alcance³. Los operadores booleanos empleados fueron: endurance OR submaximal NOT sprint AND running OR runner AND power OR power meter, y sólo se incluyeron artículos revisados por pares y publicados en inglés, sin restricciones adicionales por edad o sexo de los participantes ni limitaciones en cuanto al diseño del estudio.

En cuanto a la obtención de la potencia en carrera (en W) se utilizaron los sensores Stryd™ y RunScribe™ (**Estudio 2**) situados en los cordones de la misma zapatilla (figura 13).

Adicionalmente, el sistema Stryd fue el seleccionado para obtener variables relacionadas con la potencia como la efectividad de carrera y la potencia de forma (**Estudios 3 y 4**). El peso de los participantes fue actualizado diariamente en el software

de ambos sistemas para ajustar los cálculos de potencia normalizada por el peso y la eficiencia de carrera.

Sistema Stryd

Este dispositivo (Stryd Inc. Boulder CO, EE. UU.) es un podómetro ligero (9,1 gramos) reforzado con fibra de carbono que incluye un sensor de movimiento inercial de 6 ejes (giroscopio de 3 ejes, acelerómetro de 3 ejes). Con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, el dispositivo de 6 grados de libertad detecta las aceleraciones hacia adelante, verticales y laterales y las velocidades angulares de balanceo, cabeceo y guiñada, para inferir las fuerzas de reacción del suelo y la orientación. Al integrar las aceleraciones, el sensor obtiene velocidades, y al integrarlas doblemente obtiene posiciones. Suponiendo que el movimiento lateral es insignificante durante la carrera, se podría aplicar la dinámica inversa para modelar las fuerzas verticales y horizontales a partir de los cambios de posición y velocidad del dispositivo en cada paso.



Figura 13. Colocación de los sensores de potencia de carrera Stryd™ y RunScribe™ utilizados para la toma de datos.

Como ha sido explicado a grandes rasgos por el propio equipo de Stryd™ en un informe técnico de su sitio web (<https://blog.stryd.com/tag/validation-white-papers/>), a

partir de las desaceleraciones y aceleraciones verticales, la altura y la masa del corredor y el tiempo de vuelo entre pasos, un algoritmo estima el desplazamiento vertical del centro de masas del corredor. Con este dato se calcula la potencia vertical a través de la variación en energía potencial.

Mientras avanza, un corredor pierde impulso al impactar con el pie y lo gana durante el despegue. El cambio de energía cinética entre eventos viene dado por la diferencia entre las velocidades instantáneas mínima y máxima y la masa corporal del corredor, lo que permite el cálculo de la potencia hacia adelante.

Finalmente, la potencia de salida total es la derivada en el tiempo de la suma de los cambios en la energía potencial y cinética.

Adicionalmente, este medidor de potencia portátil proporciona medidas en tiempo real de la oscilación vertical, la elevación, la distancia y el tiempo de contacto con el suelo, así como métricas interesantes relacionadas con la potencia (i.e., potencia media de intervalo, potencia máxima, potencia de forma, rigidez del resorte de la pierna y efectividad de carrera).

Es de destacar que el modelo presentado por la compañía no parece tener en cuenta la potencia interna que el corredor necesita para reubicar las extremidades en relación con el centro de masa. Sin embargo, los fabricantes informan de que la versión más reciente del producto incluye un sensor para detectar la fuerza y la dirección del viento, lo que podría permitir una mejor estimación de estas fuerzas internas y una mayor aplicabilidad del sensor en condiciones al aire libre.

Aunque la estrategia que utiliza Stryd™ para aislar el sensor (evitando el ruido de medición) y el cálculo algorítmico para procesar los datos no han sido aun publicados por la empresa, este sistema ha demostrado ser confiable para evaluar los parámetros espaciotemporales de la carrera a pie en condiciones de laboratorio ^{4, 5}. Además, este sensor ha demostrado una fiabilidad intra-sistema de moderada a excelente para todas las medidas en varias series de carrera de montaña ⁶.

Presumiblemente, el algoritmo empleado por la empresa para calcular la producción de potencia podría estar basado en el modelo propuesto por Jenny y Jenny ⁷, y por lo tanto asume ciertas simplificaciones controvertidas relacionadas con el factor individual de

recuperación de energía de cada atleta. Sin embargo, un estudio reciente ⁸ evaluó el nivel de acuerdo entre el gasto de energía (i.e., VO_2) y los datos de potencia aportados por Stryd en diferentes condiciones (i.e., pista de atletismo, carrera en cinta plana e inclinada) mostrando fuertes correlaciones entre las variables en todas las condiciones ($r \geq 0,911$, $SEE \leq 7,3\%$).

Sistema RunScribe

El dispositivo RunScribe™ (Scribe Lab. Inc., Half Moon Bay, EE. UU.), lanzado en 2015, se basa en una IMU de 9 ejes (giroscopio de 3 ejes, acelerómetro de 3 ejes, magnetómetro de 3 ejes), y además de datos de potencia de carrera (a una frecuencia de 500Hz), también aporta información valiosa sobre otras métricas: espaciotemporales (tiempo de contacto, tiempo de vuelo, longitud de paso, cadencia), cinemáticas (grados de pronación, velocidad de pronación, tipo de contacto inicial), de impacto y frenada, u otras métricas derivadas de las anteriores (ángulo de paso, ratio de contacto, rigidez del muelle de la pierna, entre otras).

Este sistema se ha mostrado válido para la valoración de diferentes parámetros espaciotemporales y cinemáticos ⁹⁻¹², y recientemente ha sido validado frente a cámaras 3D de captación de movimiento para la determinación del tipo de de contacto inicial de corredores ¹³.

Respecto a los datos de potencia de carrera que proporciona RunScribe, un estudio reciente ⁸, lo sitúa como el segundo sensor más repetible para todas las condiciones estudiadas en tapiz rodante, sólo por detrás del sistema Stryd ($SEM \geq 30.1$ W, 236 CV ≥ 7.4 %, $ICC \leq 0.709$).

Su modelo de cálculo de potencia ha sido parcialmente descrito por sus desarrolladores en un informe técnico disponible en la propia página web de la compañía (<http://runscribe.com/wp-content/uploads/power/GOVSS.pdf>). El algoritmo empleado para la obtención de la potencia con el sistema RunScribe se basa en el modelo *Gravity Ordered velocity Stress Score* (GOVSS), y contempla el coste energético total de correr como la suma de los costes energéticos necesarias para moverse hacia delante, vencer la resistencia del aire, y cambiar de velocidad.

Aparentemente, este modelo sí contempla el trabajo interno de reposicionar las extremidades en relación con el centro de masas, lo cual sugiere algunas diferencias de cálculo con el sistema Stryd.

Los datos de potencia del sistema RunScribe se recopilaron del sitio web del desarrollador (<https://dashboard.runscribe.com/runs>) en un archivo .csv. Por otra parte, los datos de potencia del sistema Stryd también se extrajeron directamente de sitio web de la compañía en un archivo .fit (<https://www.stryd.com/powercenter/analysis>). En este caso fue necesario utilizar el software de licencia libre (Golden Cheetah, versión 3.4) para su exportación como archivo .csl.

Finalmente, tras obtener los datos de las respectivas plataformas web, ambos se importaron a Excel® (v. 2016, Microsoft, Inc., Redmond WA), se sincronizaron y se analizaron más a fondo.

Tabla 4. Resumen de la metodología empleada en los artículos que componen la presente tesis doctoral.

| Estudio | Diseño del estudio | Participantes | Protocolo | Variables |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|
| 1. Mechanical power in endurance running: A scoping review on sensors for power output estimation during running. | Revisión del alcance (<i>Scoping Review</i>) | 19 estudios incluyeron la validez o la fiabilidad de sensores portátiles para la medición de potencia en carrera. | Se siguió el método de los tres pasos ¹⁴ para la búsqueda bibliográfica. Para analizar la calidad metodológica, se consideraron las recomendaciones de Cochrane Review Groups ¹⁵ utilizando la versión modificada del Índice de Calidad de Downs y Black ¹⁶ . | |
| 2. Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power. | Corte transversal | n = 49 (44 hombres y 5 mujeres) edad: 26 ± 8 años altura: 1.74 ± 0.07 m peso: 71 ± 10 kg | Test de 3 min sobre tapiz rodante (0° de inclinación) a velocidad confortable (10 - 13 km/h), tras un periodo de acomodación de 8 min. | MPO |
| 3. Estimating functional threshold power in endurance running from shorter time trials using a 6-axis inertial measurement sensor. | Corte transversal | n = 22 (hombres) edad: 34.0 ± 7.5 años altura: 1.76 ± 0.04 m peso: 71.1 ± 5.8 kg BMI: 22.9±1.5 kg/m ² | 4 pruebas de carrera contrarreloj sobre tapiz rodante en días separados y orden aleatorio: - 10 min - 20 min - 30 min - 60 min | MPO HR RPE |
| 4. The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners | Corte transversal | n = 21 (hombres) edad: 35.5 ± 7.3 años altura: 1.76 ± 0.04 m peso: 71 ± 6 kg BMI: 22.9±1.5 kg/m ² | 8 min de acomodación seguidos de 3 min a 12 km/h (pre-fatiga), 60 minutos tratando de recorrer la mayor distancia posible, e inmediatamente después 3 min a 12 km/h (post-fatiga). | MPO FP RE |

BMI: índice de masa corporal; MPO: potencia de salida promedio; HR: frecuencia cardíaca; RPE: tasa de esfuerzo percibido (entre 6 y 20).

Referencias

1. Munn Z, Peters M, Stern C, et al. Systematic review or scoping review? Guidance for authors when choosing between a systematic or scoping review approach. *BMC Medical Research Methodology*. 2018;18.
2. Peters MD, Godfrey CM, Khalil H, et al. Guidance for conducting systematic scoping reviews. *International journal of evidence-based healthcare*. 2015;13(3):141-6.
3. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ (Clinical research ed)*. 2009;339:b2700.
4. Garcia-Pinillos F, Latorre-Roman PA, Ramirez-Campillo R, et al. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait & posture*. 2019;68:72-7.
5. Garcia-Pinillos F, Latorre-Roman PA, Roche-Seruendo LE, et al. Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd() power meter. *Gait & posture*. 2019;68:238-43.
6. Navalta JW, Montes J, Bodell NG, et al. Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *International journal of sports medicine*. 2019;40(8):498-502.
7. Jenny DF, Jenny P. On the mechanical power output required for human running - Insight from an analytical model. *Journal of biomechanics*. 2020;110:109948.
8. Cerezuela-Espejo V, Hernandez-Belmonte A, Courel-Ibanez J, et al. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European journal of sport science*. 2020:1-10.
9. Brayne L, Barnes A, Heller B, et al. Using a wireless consumer accelerometer to measure tibial acceleration during running: agreement with a skin-mounted sensor. 2018;21(4):487-91.
10. Garcia-Pinillos F, Chicano-Gutiérrez JM, Ruiz-Malagón EJ, et al. Influence of RunScribe™ placement on the accuracy of spatiotemporal gait characteristics during

running J Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology. 2020;234(1):11-8.

11. Hollis CR, Koldenhoven RM, Resch JE, et al. Running biomechanics as measured by wearable sensors: effects of speed and surface. *Sports biomechanics*. 2019:1-11.

12. Koldenhoven RM, Hertel JJDb. Validation of a wearable sensor for measuring running biomechanics. 2018;2(2):74-8.

13. DeJong AF, Hertel J. Validation of Foot-Strike Assessment Using Wearable Sensors During Running. *Journal of athletic training*. 2020;55(12):1307-10.

14. Aromataris, E.; Riitano, D. Constructing a search strategy and searching for evidence. A guide to the literature search for a systematic review. *Am. J. Nurs.* 2014, 114, 49–56.

15. Lundh, A.; Gøtzsche, P.C. Recommendations by Cochrane Review Groups for assessment of the risk of bias

in studies. *Bmc Med Res. Methodol.* 2008, 8, 22.

16. Downs, S.H.; Black, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J. Epidemiol. Community Health* 1998, 52, 377–384.

4 RESULTADOS

En esta sección se presenta una tabla resumen con los resultados principales resultados obtenidos en cada una de las investigaciones llevadas a cabo (tabla 5). A continuación, se añaden los artículos que componen la presente tesis doctoral en el formato en que han sido publicados o enviados a las revistas científicas. En cada uno de ellos se desarrollan en profundidad los resultados obtenidos.

Tabla 5. Resumen de los principales resultados obtenidos en los estudios que componen esta tesis doctoral.

| Estudio | Resultados |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. Mechanical power in endurance running. A scoping review on sensors for power output estimation during running. | La potencia mecánica puede convertirse en un indicador clave de los cambios fisiológicos y biomecánicos de los corredores de resistencia. La evidencia actual sobre la relación potencia-duración proporciona una prometedora herramienta para la cuantificación de la potencia con el uso de sensores portátiles. Estos novedosos medidores de potencia en carrera necesitan más investigación antes de una conclusión definitiva con respecto a su validez y fiabilidad. |
| 2. Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power. | La fiabilidad absoluta, basada en el coeficiente de variación, fue $0.32 \pm 0.29\%$ para Stryd y $1.68 \pm 1.49\%$ para RunScribe. Los errores estándar de la media fueron $0.3 \pm 0.2W$ y $2.6 \pm 2.5W$ para Stryd y RunScribe, respectivamente. Los datos de ambos dispositivos mostraron correlaciones significativas ($r = 0,783$, $p < 0,001$) y el ICC ($r = 0,855$). No hubo heterocedasticidad del error ($r^2 = 0,030$), aunque se observó un error sistemático moderado ($-12,3 \pm 26,6 W$) y amplios límites de acuerdo ($39,8-64,3 W$). |
| 3. Estimating functional threshold power in endurance running from shorter time trials using a 6-axis inertial measurement sensor. | Todos los test simplificados analizados (FTP ₁₀ , FTP ₂₀ , y FTP ₃₀) mostraron una asociación significativa con el FTP calculado ($p < 0,001$) tanto para la potencia como para la potencia normalizada por el peso, aunque se encontraron correlaciones más fuertes con las pruebas de mayor duración. Los factores individuales de corrección ($ICF\% = FTP_{60} / FTP_n$) fueron de $\sim 90\%$ para FTP ₁₀ , $\sim 94\%$ para FTP ₂₀ y $\sim 96\%$ para FTP ₃₀ . |
| 4. The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners | A pesar de los altos niveles de agotamiento alcanzados por los corredores ($FC_{pico} = 176,5 \pm 9,8$ ppm; $RPE = 19,2 \pm 0,8$), no se encontraron diferencias significativas ($p \geq 0,05$), en los valores promedio de potencia, efectividad de carrera ni potencia, entre cada bloque de 5 min del test y los demás. La comparación entre carreras sin fatiga y con fatigada mostró una disminución en FP ($p < 0,001$) y un aumento en RE ($p = 0,046$) en condiciones de fatiga. |

Estudio 1. Mechanical power in endurance running: A scoping review on sensors for power output estimation during running.

Diego Jaén-Carrillo, Luis E Roche-Seruendo, Antonio Cartón-Llorente,
Rodrigo Ramírez-Campillo and Felipe García-Pinillos

Sensors

DOI: 10.3390/s20226482

Review

Mechanical Power in Endurance Running: A Scoping Review on Sensors for Power Output Estimation during Running

Diego Jaén-Carrillo ¹, Luis E. Roche-Seruendo ¹, Antonio Cartón-Llorente ¹,
Rodrigo Ramírez-Campillo ² and Felipe García-Pinillos ^{3,4,*}

¹ Department of Physiotherapy, Universidad San Jorge, Villanueva de Gállego, 30580 Zaragoza, Spain; djaen@usj.es (D.J.-C.); leroche@usj.es (L.E.R.-S.); acarton@usj.es (A.C.-L.)

² Department of Physical Activity Sciences, Universidad de Los Lagos, 5290000 Osorno, Chile; r.ramirez@ulagos.cl

³ Department of Physical Education and Sport, University of Granada, 18071 Granada, Spain

⁴ Department of Physical Education, Sports and Recreation, Universidad de La Frontera, 4811000 Temuco, Chile

* Correspondence: fgpinillos@ugr.es; Tel.: +34-660062066

Received: 10 September 2020; Accepted: 10 November 2020; Published: 13 November 2020



Abstract: Mechanical power may act as a key indicator for physiological and mechanical changes during running. In this scoping review, we examine the current evidences about the use of power output (PW) during endurance running and the different commercially available wearable sensors to assess PW. The Boolean phrases endurance OR submaximal NOT sprint AND running OR runner AND power OR power meter, were searched in PubMed, MEDLINE, and SCOPUS. Nineteen studies were finally selected for analysis. The current evidence about critical power and both power-time and power-duration relationships in running allow to provide coaches and practitioners a new promising setting for PW quantification with the use of wearable sensors. Some studies have assessed the validity and reliability of different available wearables for both kinematics parameters and PW when running but running power meters need further research before a definitive conclusion regarding its validity and reliability.

Keywords: biomechanics; endurance runners; long-distance athletes; wearable device

1. Introduction

Endurance running events are on the apex of a performance revolution, with the sub-2-h marathon barrier just broken (i.e., Vienna in 2019). In the same way the power meter changed training and racing in cycling [1] by providing a fair tool to assess performance with accurate replication, it might also change the way runners compete and train.

Power, a term originated in classical physics, is defined as the product of force and velocity [2]. Despite training delivers stress on the body, the way runners measure this level of stress has been very limited. The faster a runner goes, the higher the stress for a certain level of fitness. Training intensity is the true marker to fitness (i.e., capacity to deal with a particular amount of stress) [3]. The application of mechanical load (i.e., external training load factors) and psychological and physiological efforts (i.e., internal training load factors) are affected by training stress [4]. In running, some external load factors including volume and pace are widely used, while physiological internal load factors consider perceived exertion scales, heart rate, or blood lactate level [4]. On multiple training days, running distance alone could overshadow the accumulated training stress and, eventually, misinterpret the overall training stress [4]. Pace might be as clear as volume but, indeed, it is not easy to assess as

the running settings (i.e., surface; slope gradient) as well as weather conditions (i.e., wind velocity) or individual internal factors (i.e., stress, sleep, illness) may affect pace considerably and, therefore, challenge pace intensity quantification. None of these variables provides a fair and repeatable method to measure training intensity and, when training stress is measured imprecisely, injury risk may be increased and performance negatively altered. Given that new wearable devices allow to measure external load metrics apart from both volume and pace, there should be a growing focus on a combination of both biomechanical external (i.e., power output (PW)) and internal load metrics in the future of athletes monitoring [4].

Running, as cycling, is cyclical in nature. When running, three dimensional movements are needed. Normally, the body describes a forward movement, vertical oscillation, and a bilateral rotation over the running cycle. For such movements, mechanical work is required accounting vertical and forward movements for most of it. Throughout such movements, a runner acquires both kinetic energy and potential energy changes. The applied work runners develop over the loading phase and the subsequent take-off push to lift their body at every stride to work against environmental factors (i.e., ground reaction force, gravity force, and surface) refers to the external mechanical work. Then, the foot absorbs energy when colliding with the ground and produces power when pushing off. During running, expensive equipment such as specific instrumented treadmills [5] have been utilised to acquire force data. Despite their proved accuracy, most coaches and practitioners are forced to avoid their use due to economic issues.

Over the last years, inertial measurement units (IMUs) emerged, allowing the quantification of performance, providing coaches and athletes an easy-to-use tool to monitor PW during running (e.g., Runscribe (Scribe Lab. Inc., Half Moon Bay, CA, USA), Stryd (Stryd Inc. Boulder, CO, USA) or Myotest (Myotest SA, Sion, Switzerland)). Previous works have demonstrated the direct relationship between anthropometric measures (e.g., body mass) and spatiotemporal parameters and kinetics and kinematics [6–8]. Samozino and colleagues [9] attempted to supply an affordable method to assess force-velocity and power-velocity profiles, using anthropometric and spatiotemporal data along over-ground sprint acceleration. However, Samozino's approach is inapplicable to submaximal velocities.

Currently, an increasing number of systems allow the assessment of running power (new heart rate monitors by Polar (Polar Electro Ltd., Kempele, Finland) and Garmin (Garmin Ltd., Olathe, KS, USA)). Nevertheless, there is a lack of scientific evidence testing either its validity or reliability, as well as limited insights on the use and interpretation of power in endurance runners, being this reduced to a few books [3,10], and further information provided by the devices' manufacturers (e.g., Stryd, <https://blog.stryd.com/tag/validation-white-papers/>; Myotest, <https://www.myotest.com/technology>; RunScribe, <https://runscribe.com/blog/>; Stryd, <https://blog.stryd.com>; Polar: <https://www.polar.com/es/smart-coaching/running-power>).

Although the validity and reliability of a wide array of wearable sensors have been shown for running spatiotemporal parameters measurement and they seem to be related with PW estimation [11–15], a deeper knowledge on PW in endurance running and a proper understanding on the use of power meters to quantify workload would be an outstanding step forward towards a new boundary within running training and performance. There is a need to measure training intensity with precision and wearable sensors might help monitor the training-induced stress and, although previous review articles have been focused on power data while running [16,17], none of those concentrated on validity and reliability of such wearables for running PW analysis. Advances in the knowledge of endurance running PW would allow the assessment and monitor of power not only in laboratory settings, but in the field as well. Therefore, the aim of this scoping review was to critically examine the available running power meters and the current evidences about their use and application to endurance running performance.

2. Materials and Methods

A review of the literature was conducted following the guidelines of the Cochrane Collaboration and taking into consideration the guidance provided by previous studies focused on scoping reviews [18,19]. This design (i.e., scoping review) was selected in order to have a broader approach with the aim of mapping literature characterized by a variety of study designs. Additionally, findings were reported in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) for scoping reviews [20].

2.1. Eligibility Criteria

Despite the limited evidence on this topic, some a priori inclusion criteria were considered for this scoping review: (i) only peer-reviewed articles were included; (ii) studies that were not published in English were not explored; (iii) no restrictions for age or sex of participants were applied.

Additionally, no limitations regarding the study design were established. All manuscripts related to running with power or power meters were considered, regardless the study design, except literature reviews (e.g., systematic reviews or metanalysis).

2.2. Information sources

A systematic search was conducted in the electronic databases PubMed, MEDLINE and SCOPUS for relevant studies until 1 June 2020. Keywords were collected through experts' opinion, a systematic literature review, and controlled vocabulary (e.g., Medical Subject Headings: MeSH). Boolean search syntax using the operators "AND" and "OR" was applied. The words "endurance", "running", "runner", "power", and "power meter" were used. Following is an example of a PubMed search: ((((((endurance) OR submaximal) NOT sprint) AND running) OR runner) AND power) OR power meter; Filters: Publication date from 1 January 2000; Humans; English.

After an initial search, accounts were created in the respective databases. Through these accounts, the lead investigator received automatically generated emails for updates regarding the search terms used. These updates were received on a daily basis (if available), and studies were eligible for inclusion until the initiation of manuscript preparation on 5 June 2020. Following the formal systematic searches, additional hand-searches were conducted. Grey literature sources (e.g., conference proceedings) were also considered if a full-text version was available. In addition, the reference lists of included studies and previous reviews and meta-analyses were examined to detect studies potentially eligible for inclusion.

2.3. Study Selection

In selecting studies for inclusion, the three-step method was followed [21]. The first step, according to this procedure, was an initial restricted search of the appropriate database collection, followed by an analysis of the text words included in the title and abstract, and the index terms used to characterize the document. A second search using all known keywords and index terms was performed through all included databases. Finally, the reference list of all the selected studies and reports has been checked for additional studies. The authors included the aforementioned filters (i.e., the language and the publication date limitations).

2.4. Methodological Quality in Individual Studies

To analyse the methodological quality in studies, the recommendations by Cochrane Review Groups were taken into consideration [22]. Since all the studies examined show a cross-sectional design, quality was assessed using the modified version of the Quality Index developed by Downs and Black [23]. The original scale was reported to have good test-retest ($r = 0.88$) and inter-rater ($r = 0.75$) reliability and high internal consistency (Kuder-Richardson Formula 20 (KR-20) = 0.89). The modified version of the Downs and Black Quality Index is scored from 1 to 14, with higher scores indicating

higher-quality studies. Two independent reviewers (DJC-FGP) performed this process and, in the event of a disagreement about the methodological quality, a third reviewer (LERS) checked the data and took the final decision on it. Agreement between reviewers was assessed using a Kappa correlation for methodological quality. The agreement rate between reviewers was $k = 0.93$ which can be interpreted as almost perfect [24]. It is worth noting that the study by Snyder and colleagues [25] was excluded as it is a letter to the editor in response to Aubry and colleagues' [26] work.

3. Results

3.1. Study Selection

Figure 1 provides a graphical schematization of the study selection process. A total of 1281 studies were initially identified: 640 from PubMed, 378 from SCOPUS, and 263 from MEDLINE. Additionally, 6 studies were identified through other resources. From these 1287 studies, 674 after duplicates removed. The 613 studies excluded after titles and abstracts revisions were essentially based on a lack of relationship with the research interests of this review. After full-text revision, only 19 studies which included either validity or reliability of running wearable sensors suppling running PW and/or the specific discussion of such wearable sensors were considered for the current work.

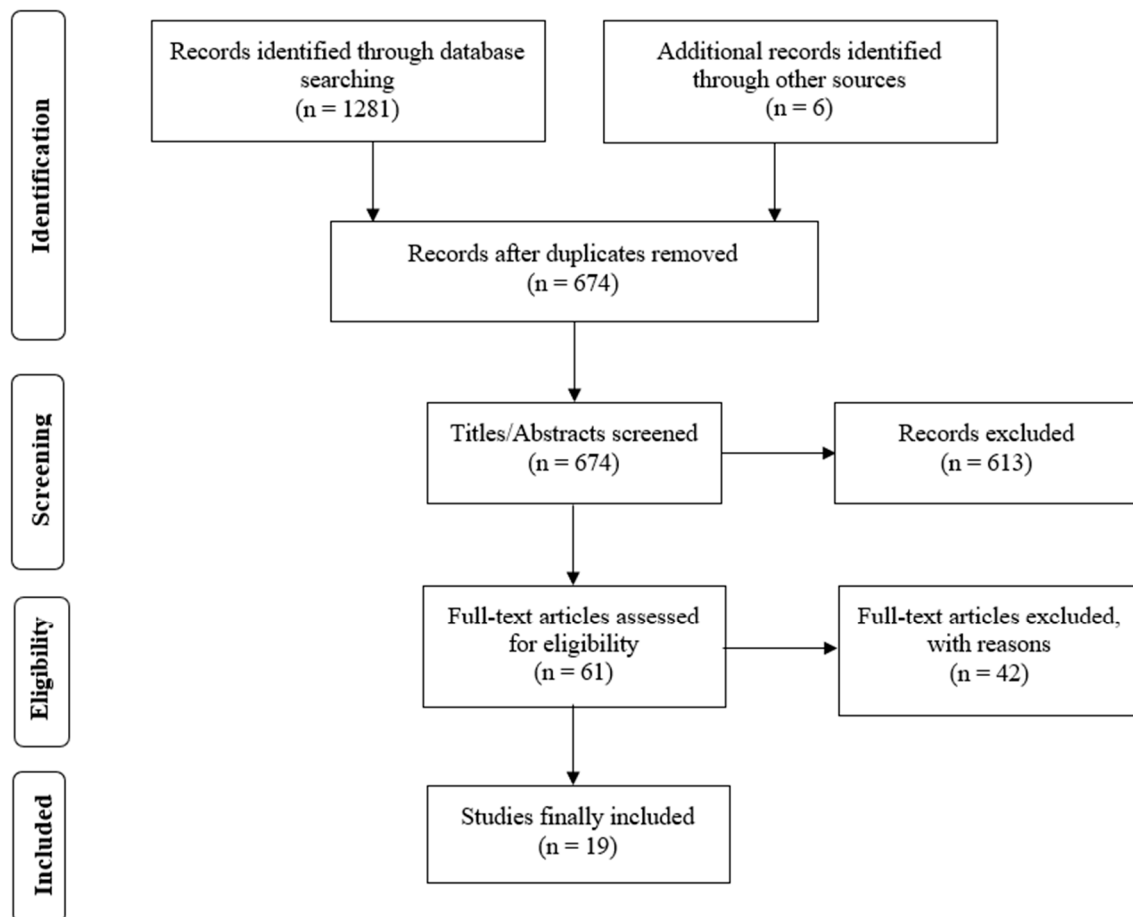


Figure 1. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) flow diagram.

3.2. Study Characteristics

The main characteristics of the studies included in this review ($n = 19$) are presented in the Tables 1 and 2. Table 1 shows a summary of 12 studies using wearable sensors with the capacity of measuring power during different running exercises. Whereas three of those studies [11,27,28] examine the PW kinetics during different running protocols, the other four studies [15,25,26,29] investigate the relationship between PW and physiological parameters such as oxygen consumption (VO_2) at different intensities. Additionally, two further works [30,31] analyse the application of mathematical models, based on power laws, to predict running performance, whereas a recent study [32] assesses the agreement level between two mathematical models and five power meter devices through different running conditions. Other studies examined some parameters provided by the RunScribe power meter to describe the effects of the fatigue induced over a marathon [33,34] and the influence of different types of ankle treatments on running biomechanics [35].

Table 1. Studies ($n = 12$) involving the use of wearable sensors with the capacity of measuring power during running protocols.

| References | Subject Description | Aim | System Used | Protocol | Outcome Measures | Results |
|------------------------------------|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Dobrijevic et al. (2017) [15] | 30 physical education students (15 men and 15 women) | To explore the properties of the F-V relationship of leg muscles exerting the maximum pulling F at a wide range of V on a standard motorized treadmill | Motorized treadmill using externally fixed strain gauge dynamometer (CZL301, ALL4GYM, Serbia) connected to the subject wearing a wide and hard weightlifting belt | Walking and running on a treadmill at different velocities ($1.4\text{--}3.3\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), and maximum pulling F exerted horizontally were recorded | Leg muscle capacities for producing maximum F, V, and power | The F-V relationship of leg muscles tested through a wide range of treadmill V could be strong, linear, and reliable. Moreover, the two-velocity method could provide reliable and ecologically valid indices of F, V, and P producing capacities of leg muscles. |
| García-Pinillos et al. (2019) [17] | 49 endurance runners | To examine how the PW changes while running at a continuous comfortable velocity on a motorized treadmill by comparing running power averaged during different time intervals To investigate the applicability of running power (and its individually calculated run mechanics) to be a useful surrogate of metabolic demand ($\dot{V}O_2$), across different running surfaces, within different caliber runners. | Stryd system (foot pod) | Runners performed a 3 min running protocol at comfortable velocity and P was examined over six recording intervals within the 3-min recording period: 0–10 s, 0–20 s, 0–30 s, 0–60 s, 0–120 s and 0–180 s 2 different test at 3 different paces, while wearing a Stryd on both an indoor and an outdoor test: | Running PW | P during running is a stable metric with negligible differences, in practical terms, between shorter (i.e., 10, 20, 30, 60 or 120 s) and longer recording intervals (i.e., 180 s) |
| Aubry et al. (2018) [14] | 24 male runners (13 recreational, 11 elite) | | - Stryd system (chest strap) - Gas exchange measures (Cosmed Quark CPET and Cosmed K5 systems) | -Treadmill $\dot{V}O_2$ test: running at 3 speeds for 2 min each -Outdoor $\dot{V}O_2$ test (on track): identical speeds for 4 min (1 min rest) | - Spatiotemporal parameters - Running PW - $\dot{V}O_2^2$ | Running power (with Stryd) is not a great reflection of the metabolic demand of running in a mixed ability population of runners |
| Snyder et al. (2017) [13] | | Manuscript clarification: Request for clarification to Aubry et al. (2018) | | | | Some major methodological flaws in the mentioned paper are detected. The authors concluded that data analysis and, thereby, data interpretation are misleading RE is positively correlated with Stryd's power and form power measures yet the footpod may not be sufficiently accurate to estimate differences in the running economy of runners |
| Austin et al. (2018) [18] | 17 well-trained distance runners | To measure the correlations between running economy and P and form power at LT pace. | - Stryd system (foot pod) - Gas exchange measures (Parvo Medics TrueOne 2400) | Participants ran two 4 min trials: one with a self-selected cadence, and one with a target cadence lowered by 10% | - Gas exchange measures - RPE - Power - Form power - SF | |
| García-Pinillos et al. (2019) [36] | 18 recreationally-trained male endurance runners | To determine if the P-V relationship in endurance runners fits a linear model when running at submaximal velocities, as well as to examine the feasibility of the "two-point method" for estimating P at different velocities | Stryd system (foot pod) | Incremental running protocol on a treadmill. Initial speed was set at $8\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, and speed increased by $1\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ every 3 min until exhaustion | PW (W) | The two-point method based on distant velocities was able to provide P with the same accuracy than the multiple-point method. |

Table 1. Cont.

| References | Subject Description | Aim | System Used | Protocol | Outcome Measures | Results |
|-------------------------------------|----------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Vandewalle et al. (2018) [21] | Data from 6 elite endurance runners | <ul style="list-style-type: none"> - To apply the P-law and logarithmic models and four asymptotic models to the individual performances of the elite runners. - To compare the accuracy of these models. - To compare the predictions of MAS by interpolation and the prediction of maximal running speeds for long distances by extrapolation | - | The empirical models were compared from the performance of 6 elite endurance runners who participated in international competitions over a large range of distances | Mathematical models to predict running performance | The predictions of long-distance performances (maximal running speeds for 30, 60 min and marathon) by extrapolation of the logarithmic and power-law models were more accurate than the predictions by extrapolation in all the asymptotic models. |
| Mulligan et al. (2018) [20] | Data from various records for a range of distances | To develop a novel, minimal and universal model for human running performance that employs a relative metabolic P scale | - | European and world records performances for eight distances, from 1 km to the marathon, were analyzed | Mathematical models to predict running performance | The model presented provides a quantitative method for extracting characteristic parameters from race performances of runners. This is the to date most accurate theoretical description of running performances that does not require any a priori fixing of physiological constants Ankle taping and bracing were shown to be comparable in decreasing ankle kinematics and kinetics, while FRT caused minimal changes in running biomechanics |
| Gregory et al. (2019) [25] | 12 young adults with history of ankle sprain | RunScribe system (foot pod, on the heel) | To evaluate the effects of ankle taping, bracing, and fibular reposition taping (FRT) on running biomechanics | Four 400 m runs at self-selected pace on an outdoor track. Each run was performed in a different condition (control, taped, braced, FRT) | <ul style="list-style-type: none"> - Spatiotemporal (CT, CycleT, SL) - Kinematic (PR, PR_{veloc}) - Kinetic (impact G, braking G) | Significant differences were found in pace, SL, and CT when compared across 3 race points Changes in asymmetry were not found to be statistically significant over the marathon. |
| Leuchanka et al. (2019a) [23] | 15 endurance runners | To examine the changes in spatiotemporal variables during a marathon race | RunScribe system (foot pod, on the lace shoe) | Monitoring spatiotemporal variables over a marathon race by comparing 3 points (km 5, 26 and 37) | - Spatiotemporal (Pace, CT, SL and cadence) | The closest agreement of the Stryd and PolarV technologies with the TPW1 and TPW2 models suggest these tools as the most sensitive, among those analysed, for PW measurement when changing environments and running conditions |
| Leuchanka et al. (2019b) [24] | 15 endurance runners | To measure the kinematic asymmetry during a marathon race | RunScribe system (foot pod, on the lace shoe) | Monitoring kinematic variables over a marathon race by comparing 3 points (km 5, 26 and 37) | - Kinematic variables for right and left foot (pace, strike index, PR, PR _{veloc}) | |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) [22] | 10 endurance runners | To analyse agreement level between power estimated PW by five commercial wearable systems and two theoretical models in different environments and conditions | 5 systems: <ul style="list-style-type: none"> - Stryd App - Stryd Watch - RunScribe (foot pod) - Garmin Running P (watch and chest strap) - Polar Vantage (watch) | Three submaximal running protocols on a treadmill (indoor) and an athletic track (outdoor), with changes in speed, body weight, and slope. | Running PW derived from the 5 systems and theoretical PW from two mathematical models (TPw1 and TPw2). | |

CP: critical power; LT: blood lactate thresholds; Vo_{2max}: maximal oxygen uptake; t_{lim}: exhausting time at a given intensity; W': residual performance capacity; F: force; V: velocity; P: power; D_{lim}: exhaustion distance; MTT: Montreal Track Test; MAS: maximal aerobic speed; CT: ground contact time; SL: step length; PR: pronation excursion; PR_{veloc}: pronation velocity; TPw1: Mathematical model for power output (PW) estimation 1; TPw2: Mathematical model for PW estimation 2; PW: power output.

The closest agreement of the Stryd and PolarV technologies with the TPW1 and TPW2 models suggest these tools as the most sensitive, among those analysed, for PW measurement when changing environments and running conditions

Table 2 summarises the studies ($n = 7$) focused on the validity and reliability analysis of kinetic and kinematic parameters for different wearable sensors with the capacity to measure power. Of note, no studies have examined the concurrent validity of PW during running estimated from any power meter, finding only two studies [12,15] which examined the reliability of PW during running. The remaining 5 studies tested the validity and reliability of spatiotemporal parameters [11,14], kinematic parameters [37,38], or both variables [13].

Table 3 shows the methodological quality of the studies examined. Once the review studies and the letter to editors were excluded, 18 studies were assessed with this purpose. Out of a total score of 14 points, all studies reported from 11 to 14 points. Of note, 16 out of 17 studies reported 0 in the item 12 (i.e., participants prepared to participate representative of entire population) and 14 out of 17 studies reported 0 in the item 23 (i.e., randomised).

Table 2. Studies ($n = 7$) examining the reliability and validity of different wearable sensors with the capacity to measure power during running.

| References | Subject Description | Tested System | Reference System | Protocol | Outcome Measures | Results |
|-------------------------------------|------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| García-Pinillos et al. (2018) [16] | 18 trained endurance runners | Stryd system (foot pod) | OptoGait system | Incremental running test (8–20 km·h ⁻¹ with 3-min stages) on a treadmill | - Spatiotemporal parameters (CT, FT, SL, SF) | Stryd is reliable for measuring spatiotemporal parameters. It provides accurate SL and SF measures but underestimates CT (0.5–8%) and overestimates FT (3–67%) |
| Koldenhoven et al. (2018) [32] | 12 recreational runners | RunScribe wearable sensor | 3D motion capture system (Vicon system) | 2.4 km running protocol on treadmill, at self-selected speed | - PR, PR _{veloc} , and CycleT | RunScribe showed good to excellent concurrent validity for the outcome measures |
| Brayne et al. (2018) [31] | 13 runners | Wireless accelerometer (RunScribe): skin mounted | Uniaxial piezoresistive accelerometer (model 352C22, PCB Piezotronics): skin mounted | Participants ran at 3 different speeds on a treadmill (2.5, 3.5, 4.5 m·s ⁻¹) for a total of 40 s (10 s to regulate running gait and 30 s data collection) | - Peak tibial acceleration (g) | RunScribe accelerometer accurately measures peak tibial accelerations when compared to a research accelerometer, at a range of speeds |
| Hollis et al. (2019) [33] | 15 recreational runners | RunScribe system (foot pod, on the heel) | Intra-system comparison (in different experimental conditions) | Two 1600 m runs (slow: 3–4; fast: 5–6 on a 0–10 RPE scale) on two surfaces (track, grass). Randomized order. | - Spatiotemporal (CT, CycleT, SL) - Kinematic (PR, PR _{veloc}) - Kinetic (impact G, braking G) | RunScribe sensor is valid to identify changes in the outcome measures when participants ran in different conditions. |
| Navalta et al. (2019) [29] | 20 young, healthy individuals | Stryd system (foot pod) | Intra-system reliability | Two 5 min self-paced walks along a trail, and two 5 min trail runs (5 min rest period) | - Pace and distance - Power: average elapsed power, maximal power, average elapsed form power - Stiffness: average elapsed leg spring - Spatiotemporal: CT - Vertical oscillation | Trail running task returns moderate to excellent reliability across all measures |
| García-Pinillos et al. (2019) [30] | 49 amateur endurance runners | RunScribe system (foot pod) on 2 locations: - Heel shoe - Lace shoe | High-speed video analysis at 1000 Hz | Treadmill running for 3 min at self-selected comfortable velocity | - Spatiotemporal gait parameters (CT, FT, SL, SF) | RunScribe is a valid system to measure spatiotemporal parameters during running on a treadmill. The location of the RunScribe plays an important role on the accuracy of spatiotemporal parameters. The lace shoe placement showed smaller errors for CT, FT and SL, whereas the heel shoe was more accurate for SF |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) [19] | 12 endurance-trained male athletes | 5 systems: - Stryd App - Stryd Watch - RunScribe (foot pod) - Garmin Running P (watch and chest strap) - Polar Vantage (watch) | - Metabolic cart (VO ₂) | Participants were initially familiarized with the protocol and then, two protocols were performed in two different settings (outdoor vs. indoor): - Testing 1: Submaximal protocol with incremental speed - Testing 2: Submaximal protocol with incremental body weight A 3rd testing condition was performed only indoor, with increasing slope at submaximal velocity | - P output during running | The Stryd system is the most repeatable technology, among the five analyzed, for P estimation. The concurrent validity analysis indicated that PW estimated by the Stryd device showed the closest relationship with the VO ₂ directly measured by the metabolic cart. |

CT: ground contact time; CycleT: cycle time; SL: step length; PR: pronation excursion; PR_{veloc}: pronation velocity; RPE: rate of perceived exertion; FT: flight time; SF: step frequency; VO₂: oxygen uptake; RE: running economy; PW: power output.

Table 3. Modified Downs and Black scale [23].

| Study | Item 1 | Item 2 | Item 3 | Item 6 | Item 7 | Item 10 | Item 12 | Item 15 | Item 16 | Item 18 | Item 20 | Item 22 | Item 23 | Item 25 | Total (out of 14) |
|-------------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|-------------------|
| Dobrijevic et al. (2017) [15] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 13 |
| Aubry et al. (2018) [14] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Austin et al. (2018) [18] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| García-Pinillos et al. (2019) [36] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| García-Pinillos et al. (2019) [17] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Vandewalle et al. (2018) [21] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | U | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 | 11 |
| Mulligan et al. (2018) [20] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | U | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 | 11 |
| Gregory et al. (2019) [25] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 13 |
| Leuchanka et al. (2019a) [23] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 11 |
| Leuchanka et al. (2019b) [24] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 11 |
| García-Pinillos et al. (2018) [16] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Koldenhoven et al. (2018) [32] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Brayne et al. (2018) [31] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 13 |
| Hollis et al. (2019) [33] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Navalta et al. (2019) [29] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| García-Pinillos et al. (2019) [30] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 12 |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) [19] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 13 |
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) [22] | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 13 |

Key: 0 = no; 1 = yes; U = unable to determine. Item 1: clear aim/hypothesis; Item 2: outcome measures clearly described; Item 3: patient characteristics clearly described; Item 6: main findings clearly described; Item 7: measures of random variability provided; Item 10: actual probability values reported; Item 12: participants prepared to participate representative of entire population; Item 15: Blinding of outcome measures; Item 16: analysis completed was planned; Item 18: appropriate statistics; Item 20: valid and reliable outcome measures; Item 22: participants recruited over same period; Item 23: Randomised; Item 25: adjustment made for confounding variables.

4. Discussion

This review provides a critical assessment on the existing scientific literature regarding PW quantification in endurance running as well as the different current accessible devices for its estimation. After the meticulous analysis described above, a few studies aiming at assessing running power in relation to physiological parameters and power-duration relationship at several running intensities were found. Eighteen studies included in this review were assessed in order to determine the methodological quality and high scores were reported according to the modified Downs and Black scale [23] (i.e., all studies reported more than 11 points out of a total score of 14). Although no studies attempting to assess concurrent validity of PW estimation in running using power meters, their reliability for such estimation was analysed.

The controversy surrounding power estimation in running is rooted in the question of whether it is indeed power which is being estimated. Unlike cycling, running entails negligible external mechanical work. It involves positive and negative work; the former, pushing off with each stride and the latter, braking on landing [39]. Moreover, elastic energy stored in the Achilles tendon and other tissues makes a significant contribution as up to fifty percent of power required for each step is released as these tissues stretch upon landing and subsequently recoil to aid pushing off. The issue when estimating power in running is that even perfect estimates do not closely correlate to effort required [39]. During cycling, the relationship between mechanical power and total metabolic energy consumption remains constant when conditions are altered, but this is not so when running [39,40]. Readers need to be aware that given the recent application of power meters to endurance running, the increasing need for PW quantification, and the consequent novelty of this research interest, the limited information available might make the discussion of the current study difficult. However, the subsequent sections seek to provide some insight into how running power quantification can help enhance running performance and its quality.

4.1. Current Evidence on PW during Running

While in cycling PW is measured in reference to both direction and quantity of the force applied to the crank, as well as its angular velocity, power needs to be calculated in a different way while running. Since forward and vertical movements of the body account for most of the mechanical work, an accurate calculation of both horizontal and vertical power over the propulsion phase (i.e., a function of forward force and vertical force, respectively) is required to measure running power effectively.

Mechanical power on flat terrain might be estimated in mechanical terms just as function of runner anthropometry (height, mass), spatiotemporal parameters (speed, step rate, ground contact time) and wind speed employing model proposed recently by Jenny and Jenny [41]. In steady running on flat surface, mechanical power and the rate of mechanical energy dissipated into heat should match.

Considering this assumption and following the mathematical approach mentioned above [41], mechanical energy in steady flat running compiles the energy dissipated by aerodynamic drag, dissipation due to both vertical oscillation and braking. The aerodynamic contribution may be estimated based on air and runner density and running and wind velocity. However, when running on a treadmill wind speed can be considered zero reducing, thus, the importance of this variable.

On the one hand, dissipation in vertical oscillation can be estimated regarding step rate, ground contact time, running velocity and a potential energy recovery factor. This factor is variable between subjects and that might be the main concern with this assumption. The lack of considering this factor could lead to overestimation in this part of the mechanical power. On the other hand, dissipation due to braking ground reaction force could be modelled by using the runner's centre of mass excursion and spring-mass model assumptions. In that context, the power generated in a horizontal direction to maintain running velocity could be estimated by anthropometrics, running speed, and the aforementioned energy recovery factor.

The most controversial part of such a model [41] might be the energy recovery factor. Nevertheless, when measuring mechanical power calculations employing 'gold standard' methods different

assumptions are, done making the assessment of mechanical PW a challenging measure even in the best testing conditions.

The critical power (CP) in tasks such as swimming, cycling, and running and its relationship with VO_2 , blood lactate threshold, and work-exhaustion time was critically reviewed by Vandewalle and colleagues [42]. Theoretically, CP supposes the existence of a particular work-rate that can be held before exhaustion [43]. In this review [42], it is determined that CP matches a steady state during heavy submaximal exercises (i.e., between 6 and 30 min). On the contrary, CP is not a reliable predictor of exhaustion time considering the hyperbolic nature of power-exhaustion time relation [42]. Another review focused on the existing models for residual performance capacity estimation and its application for pacing [16]. The authors examined the quantity of work that can be executed in exercises above CP. Although the review by Vandewalle and colleagues found CP to be a poor predictor of exhaustion time given the power-exhaustion time relation, Jones and Vanhatalo determined that within a range of various exercise intensities (e.g., endurance running), this relationship gives a fundamental basis to properly understand the physiological bases of fatigue development, what may result in an outstanding effect for monitoring both training and athletic performance [16].

The power-duration relationship was also described over a wide range of power intensities [17]. Three different exercise intensities were identified. First, exercise intensity below aerobic threshold (i.e., fatigue appears slowly and it mainly has a central origin) was defined as moderate intensity. Then, intensity over lactate threshold but under CP was referred as heavy intensity (i.e., there is a depletion of muscle glycogen due to central and peripheral fatigue). Finally, severe intensity was identified referring to an intensity above the CP, which relates to gradual muscle metabolic homeostasis alterations and subsequent peripheral fatigue [17]. Literature shows different calculation methods for power-duration relationship such as power law [44,45] and hyperbolic models [46–48], and exponential decay operations [49,50]. Seemingly, hyperbolic calculations of power-duration relation suit best for both reasonable physiological estimations and a proper option to the fundamental data [17] but, the truth is that all these calculations are operationally weak for coaches and extremely time-consuming. In order to counteract the models mentioned above and to provide in-field application for running biomechanics monitoring and training loads tracking to clinicians, coaches and practitioners, wearable technologies were upgraded considerably and made economically affordable. A review study on wearable devices and their provided metrics (i.e., kinetic and kinematic parameters) in the evaluation and treatment of runners identified best practices, applications and potential limitations of such systems [51]. The author stated that clinicians should assure that the use of wearable sensors should be based on evidence aiming at running-related injuries prevention and performance enhancement, and the guidelines given by each sensor's manufacturer must be followed [51].

Regarding evidence-based use of wearable sensors, the relationship between VO_2 as metabolic demand and running PW measured by five commercially available technologies was recently assessed [15]. Twelve endurance-trained male athletes completed 10 submaximal multistage running tests wearing a portable metabolic computer. On two occasions (test-retest), the athletes performed three submaximal treadmill running protocols with manipulations in speed, body weight and slope, and the same protocol was repeated in an athletic track. The Stryd system showed the higher concurrent validity to the VO_2 ($r \geq 0.911$) between the five wearables, and it was also found as the more repeatable and sensitive in all the conditions studied. Furthermore, the level of agreement between these 5 wearable systems was also analysed against two physics theoretical models for PW estimation [10,52] in different running conditions [32], showing that the Stryd and Polar Vantage systems are the most sensitive tools for PW estimation in running given their close agreement with both theoretical models ($r > 0.93$). The Stryd power meter estimates power production while running separating this metric into two parts: power and form power. Apparently, power reflects the PW associated with changes in the athlete's horizontal movement, while form power represents the power production originated by the combination of the oscillatory up and down movements of the centre of mass and lateral power as the athlete moves forward. This system utilises mathematical calculations to estimate these two

parameters from kinematic data collected from the described movements executed by the runner's foot [29]. Form power apparently represents the power production originated by the combination of the oscillatory up and down movements of the centre of mass and lateral power as the athlete moves forward.

On the other hand, the power-VO₂ relationship in elite and recreational runners had been previously assessed by Aubry and colleagues [26]. To this aim, 13 amateur and 11 elite runners executed a two-setting protocol (i.e., indoor and outdoor). Indoors, participants developed 3 sequential paces (i.e., elite: 14, 16, and 18 km·h⁻¹; amateur: 11–16 km·h⁻¹) 2 min each, where VO₂ was analysed via gases expiration system. Outdoors (no precipitations and minimal wind), participants were asked to run at the same pace that they ran indoors. Participants ran for 4 min each pace while measuring VO₂ using a portable metabolic computer. Additionally, Stryd was used to calculate running power in both settings. Regarding the relationship metabolic demand-running power, the authors found a significant but weak correlation between VO₂ and running power ($r = 0.29$, $p = 0.02$). Comparing both settings, metabolic demands were found to be significantly higher (i.e., greater VO₂) outdoors (i.e., outdoor track) than when treadmill running. When speed increased, the difference in VO₂ values become higher amongst treadmill and outdoor running [26]. Then, after assessing metabolic demand-running mechanics relationship, the authors found moderate strength associations for metabolic demand and ground contact time, vertical oscillation, and step frequency at treadmill running in recreational runners [26]. The authors of the aforementioned study concluded that the use of Stryd power meter should be avoided when assessing running economy as it is unable to distinguish the metabolic demands of an athlete when running on different settings (i.e., outdoors vs. indoor). Of note, the version used during the study is not mentioned (the latest version is even able to consider air resistance) limiting, therefore, their findings. Controversially, Snyder and colleagues clarified several important methodological mistakes made by Aubry and colleagues [26] which led to confusing conclusions [25]. Regarding surface, VO₂ was measured long before steady state for treadmill tests (latest VO₂ test started at 1:30 min), but much later over ground (latest VO₂ test started at 3:30). It is well-known, as stated by Snyder and colleagues, that VO₂ needs more than 1:30 min to reach steady state causing, therefore, great differences between VO₂ when measured at 1:30 and 3:30 min, and, even greater at faster speeds [25]. The authors claimed that these methodological flaws exclude precise correlation analysis between VO₂ and power measured with Stryd on different surfaces [25]. Considering speed, a speed-normalised power to speed-normalised VO₂ correlation was reported in the article [26], therefore denying VO₂ change because of speed [53]. Snyder and colleagues [25] suggested the use of the accepted physiological term 'cost of transport' instead of 'metabolic demand', which was used by the authors and leads to confusion in the readers and it does not vary over speed [54]. The actual power-VO₂ correlation is proposed to address this error [25]. With respect to subjects, Snyder and colleagues [25] criticise the individual assessment of training metric as they [26] collect data by subject prior executing the correlation analysis when within-subject correlation between VO₂ and further variables is appropriate for training and racing [55]. For such study [26], data collection should be developed over different within-subject measurements [25].

Furthermore, the Stryd reliability for PW during treadmill running at a self-selected constant speed with a slope gradient at 0% was proved to be a stable data between short and long intervals (i.e., 10–120 s and 180 s, respectively) [28]. No significant differences were found in the amount of power production between the different spans of times acquired ($p = 0.276$, partial $\eta^2 = 0.155$) and an almost perfect association in the previously mentioned amount of power production recorded over the intervals ($ICC \geq 0.999$). As the authors mentioned, the conditions in which the study was performed may influence the stability of running power over time and these findings should not be taken for granted when transferred to over-ground running [28]. The findings reported here seem to be very advantageous for clinicians and practitioners since, if compared to other physiological parameters such as heart rate or VO₂, PW tend to stabilise over time earlier than others traditionally used. However, PW is a mechanical parameter which considers work per time. That work exhibits a muscular and

tendinous component. While muscle work needs oxygen consumption to produce work, tendons store and release energy without consuming any oxygen. Therefore, work produced while running requires different quantities of oxygen depending upon the amount of work is done by muscles or tendons. Thus, PW may not be directly related to running metabolic cost. Following the evidence-based use of wearable sensors, it has been found a linear power-velocity relationship ($r = 0.999$) at submaximal speed, and, the consequent used of the two-point method to predict PW in running at different speeds using the Stryd power meter [36]. The authors executed an incremental run-to-exhaustion protocol on a motorized treadmill at 0% slope gradient. The power-velocity relationship determined from three two-point methods at proximal (10 and 12 km·h⁻¹), intermediate (10 and 14 km·h⁻¹), and distal (10 and 17 km·h⁻¹) speeds showed the same precision than the multiple-point method (used also by the authors to compare PWs through the study) to provide PW estimated by the Stryd power meter. As stated by the authors of the aforementioned study, since the two-point method can be developed faster and without developing fatigue in the athletes, it should be used when assessing PW to acquire accurate power estimations over a range of submaximal running speeds [36]. This might be an outstanding contribution to the strength and conditioning scene as the power-velocity relationship could be frequently updated influencing, therefore, on the quality of both running training and performance. The lack of evidence regarding the power-biomechanics (i.e., contact time, flight time, step frequency, step length, surface) relationship as well as the effect of fatigue on PW when running expose the need of further research on how the running gait parameters and environmental factors affect PW estimation. Bridging the gap between research and practical use of power in running would bring the stunning potential of such parameter to light. The insights provided here into the validity and reliability of the different commercially available wearable sensors for spatiotemporal parameters show the emerging potential of such devices for running PW measurement given their narrow association considering theoretical approaches previously proposed [6–9].

4.2. Commercially Available Systems to Measure PW during Running

Despite the application of IMUs for estimating PW during running being recent, different commercially systems are available. Two of the most widely used wearable sensors for such purposes are Stryd and Runscribe.

Stryd system is a pioneer in manufacturing wearable power meters for running. Stryd estimates running power in watts. This power meter, a foot pod reinforced with carbon fibre (weight: 9.1 g) and based on an IMU of 6 different axis (i.e., 3-axis accelerometer and 3-axis gyroscope) and with a sampling rate of 1000 Hz, attaches to the runner's shoe to estimate metrics for performance quantification (i.e., pace and distance, average elapsed power, maximal power, average elapsed form power, average elapsed leg spring, and average elapsed ground time). Some studies have analysed the reliability of this sensor for both spatiotemporal and PW parameters [11,12,15]. Of note, the latest version of Stryd is capable of estimating the energy expenditure of working against air resistance by measuring the air resistance one faces while running in regards with a white paper located at the manufacturer's website and where the trials performed to assess the Stryd's ability to determine wind speed are meticulously described (https://storage.googleapis.com/stryd_static_assets/white_papers/wind-white-paper-8-17.pdf). This sensor employs both kinematic and environmental microelectromechanical sensors together with user-supplied biometrics and proprietary physical and data-driven algorithms to calculate air resistance force as follows:

$$F_A = \frac{1}{2} \rho C_d A v^2 \quad (1)$$

where ρ stands for air density, C_d for drag coefficient, A for the cross-sectional area that encounters the air resistance, and v for the vector of the runner's relative velocity with local air mass surrounding them. According to the aforementioned white paper, the Stryd system should be centrally located on the laces and towards the toe of the shoe as this placement reported the lowest error regarding wind measurement accuracy (i.e., wind technology is able to correctly report relative air speed under

4 km·h⁻¹). However, no peer-reviewed research has been performed to assess the level of accuracy of such device when accounting for air resistance arising therefore the need to evaluate it in the near future.

The use of the Runscribe wearable sensor attached to either the lace or heel of the shoes, based on a nine-axis (three-axis magnetometer, accelerometer, and gyroscope, respectively) IMU with an accuracy of 0.002 seconds (sampling rate: 500 Hz), is also widespread around the running world. The way Runscribe estimates power is based on GOVSS model [52] and various assumptions. GOVSS model estimates power using the runner's speed, step rate, weight, and height, as well as slope gradient and wind velocity based on linear regression models [52]. Several studies attempted to determine the reliability and validity of such foot pods for either kinetic or kinematic parameters [13–15,37,38].

Despite the common use of the Stryd and Runscribe wearable sensors, there are other options for running power estimation commercially available. Cerezuela-Espejo and colleagues [15] also analysed Garmin Running Power (v1.6, Olathe, KS, USA) and Polar Vantage V (firmware 3.1.7, Polar, OY, Kempele, Finland). The Garmin device estimates PW data derived from the combination of a Garmin sport watch and one of the sensors recommended by the manufacturer (i.e., HRM-Run or HRM-Tri heart rate monitor and Running Dynamics Pod on the waist belt). Polar Vantage V estimates power production with no need of an extra sensor (e.g., foot pods). This multisport watch is capable of calculate indirectly several metrics such as average power, maximum power and laps power using the built-in barometer and GPS sensors. Although a positive relation with VO₂ was found for both devices ($r \leq 0.841$), they exhibited limited test-retest reliability, particularly Garmin Running Power in laboratory settings and Polar Vantage V outdoors. Myotest device, usually fixed onto a belt and fastened and placed level with the navel's runner (according to manufacturer's guidelines), provides, amongst others (i.e., cadence, runner's centre of mass vertical movement, contact time, flight time, step length, stiffness, pace, distance), running PW. Unfortunately, the way Polar, Garmin, and Myotest estimate PW remains unrevealed.

Every wearable sensor that provides power metrics employs some form of running power model combined with different assumptions. Therefore, there exist conditions in which such models do not concur until all the different wearable sensors standardise and implement the same model for running PW estimation.

4.3. How Valid and Reliable is PW during Running When Measured by These Devices?

Despite the lack of a concurrent validity study where any of the commercially available power meters are compared with the 'Gold Standard' to measure running power (i.e., force-plate-instrumented treadmill or a long force platform system), the accuracy of the PW when running provided by these wearable devices might be limited. The variety of available technologies for running gait analysis (e.g., accelerometers, gyroscopes, force plates, pressure plates, and photoelectric cells) implies a variety of devices should exist for analysing stride characteristics. However, some of these devices have not been validated yet. The validity and reliability of a gait analysis system are essential to determine whether results are due to changes in gait pattern or are simply systematic measurement errors. As already mentioned, white (non-peer-reviewed) papers provided by manufacturers to promote the likely potential of their devices, attribute the different values of running power obtained by the different devices to differences in estimating power. Indeed, Myotest attempted to demonstrate validity and repeatability of Myotest App on an Apple watch for PW analysis in comparison with Garmin-Garmin Pod, Polar Vantage V, Stryd (White paper provided by the manufacturer, <https://www.myotest.com/technology>). A sample of 7 runners executed a 2000 m run protocol with an elevation gain of 22.8 m where 500 m were run on flat ground, 500 m uphill at a constant slope, 500 m of constant-slope downhill, and 500 m on flat ground at a self-selected speed over the entire protocol. It was reported that given the outputs shape and the existence of similar peaks, a correlation between the analysed systems is seemingly demonstrated considering that the different systems are sensitive to elevation changes (i.e., lower power at uphill/downhill shift and higher power at uphill running).

Mean-normalised power signal was used to remove the constant shift in the signals, and it was shown that PW measured with Myotest is closer to power measured with Garmin and Stryd. These findings must be taken cautiously as it is well-known that white papers lack the peer-review process.

Concerning the reliability of such wearables, a recent study analysed the repeatability different devices (Stryd, Runscribe, Garmin Running Power, and Polar Vantage V) show when measuring power when running as well as their concurrent validity against VO_2 [15]. For such a purpose, 12 highly-trained endurance runners executed a submaximal incremental running speed test and a submaximal incremental body weight test in two different settings (i.e., outdoor and indoor). An additional increasing slope gradient at submaximal speed test was executed only indoor. After completion, the authors found Stryd to be the most repeatable device for power estimation. Additionally, Stryd concurrent validity assessment for power estimation was found to show the closest relationship with the $\text{VO}_{2\text{max}}$ measured directly by metabolic cart [15]. Of note, the authors of this study distinguish between Stryd App and Stryd Watch. Although the Stryd sensor is found to be the same using both app and watch, the variations reported by the authors between these systems is not justified. It might be arguable that the normalisation applied by each system (i.e., Stryd app and watch) differs from one other, but this is not mentioned by the authors. Nevertheless, the findings reported by Cerezuela-Espejo and colleagues [15] constitute a huge contribution providing clinicians, coaches, and practitioners a reliable wearable sensor to quantify running power in training, retraining, and competition.

Some of these devices have been used previously for measuring running kinetics (i.e., PW amongst others) and kinematics parameters (i.e., running spatiotemporal gait characteristics). The aforementioned GOVSS model [52] and Jenny's model [41] for estimating mechanical power rely mainly on runners anthropometry, environmental factors (i.e., air density and wind speed) and running spatiotemporal parameters (i.e., speed, step rate and ground contact time). With this in mind the measurement of spatiotemporal parameters is essential for an accurate power estimation. Regarding this, some studies have shown good reliability of wearable sensors when measuring such parameters [11–15]. García-Pinillos and colleagues [11], over a speed incremental running protocol on a treadmill, tested the reliability of Stryd for running spatiotemporal parameters (i.e., contact time, flight time, step length, and step frequency) against a proved reliable photoelectric cell system for such purpose (i.e., Optogait system) [56]. The authors found that Stryd measures accurately step length and step frequency but underrates slightly contact time overrates flight time in comparison with such system. Likewise, the intra-Stryd reliability has also been analysed [12] over two different 5-min tasks (i.e., two self-paced walks along a trail a and two trail runs separated by a 5-min rest period) with 20 healthy individuals (it was not mentioned whether the participants had any running experience). The authors assessed all the data provided by the Stryd power meter. Regarding trail running, all variables were found to have relative test-retest reliability, meeting the set the intraclass correlation coefficient (ICC) threshold. When considering an interval of confidence equals to 95%, pace, average elapsed power, average elapsed form power, average elapsed leg spring, and vertical oscillation were deemed to have good to excellent reliability; maximal power, average elapsed ground time, and distance were reported to exhibit moderate to excellent reliability [12].

The intra-validity analysis of the Runscribe sensor has also been examined [13,14]. This sensor was used to measure spatiotemporal (i.e., contact time, step length, and cycle time), kinematic (i.e., foot pronation excursion and pronation velocity), and kinetic parameters (i.e., impact ground force and braking ground force) on two different surfaces (i.e., track and grass) at two different running speeds (comfortable self-selected speed and an increased speed) [13]. Over two 1600-m runs, first at a slow pace and then fast on two randomised-ordered surfaces (i.e., track and grass), Runscribe foot pod sensors were found to be valid to determine variations in the aforementioned spatiotemporal, kinetic, and kinematic parameters in different conditions (i.e., different surfaces) [13]. Furthermore, validity measurements regarding the Runscribe placement on the running shoes have also been examined [14]. In this study, the location of the Runscribe on the running shoes (i.e., heel or shoelace) was assessed against a reference technology (i.e., high-speed video camera at 1000 Hz).

The authors found Runscribe to be a valid system to examine spatiotemporal variables in treadmill running. Additionally, the location of the Runscribe needs to be considered as it was found to be sensitive to metrics accuracy. When analysing contact time, flight time, and step length, the shoelace placement is recommended as smaller errors were found when comparing to the Runscribe attached to the heel. In contrast, the heel showed higher accuracy when analysing step frequency [14]. In a recent study [15] where test-retest reliability of several wearable sensors was tested, Runscribe was found to be the second most repeatable sensor for speed, slope gradient, and body weight (standard error of measurement ≥ 30.1 W, coefficient variation [CV] $\geq 7.4\%$, ICC ≤ 0.709), only after the Stryd power meter, for indoor settings. However, when employed in outdoor, Runscribe exhibits both the highest errors and poorest repeatability (SEM ≥ 59.3 W, CV $\geq 14.8\%$, ICC ≤ 0.563) [15]. When its concurrent validity between PW estimation and VO_2 consumption examined over an increasing speed test by a metabolic cart, Runscribe exhibited values of $r \geq 0.582$ and standard error of estimate (SEE) $\leq 13.7\%$ for indoor and outdoor settings. Moreover, the power estimation and VO_2 agreement was reduced over both conditions (body weight, SEE = 10.3%; slope, SEE = 18.5%). Regarding data collection, it is worth highlighting that the authors did not specify the placement of the Runscribe wearable sensors affecting, as previously discussed, the possible interpretation of the measured outcomes.

5. Conclusions

The previous works on running PW and the theoretical approaches provided for its estimation are, from a practical standpoint, hard to include in the everyday routine of an athlete. This study provides a critical evaluation of available scientific information regarding PW quantification in endurance running as well as the different accessible devices for its estimation. The inexistence of studies attempting to evaluate concurrent validity of PW estimation measured by wearable sensors when running (apart from non-peer-reviewed manufacturer's white papers), the limited available information about the dynamic of PW during running and its short-term response to acute influencing factors (e.g., velocity, slope, fatigue) and long-term training adaptations (i.e., PW as a tool for monitoring training adaptations) made the analysis reported here especially difficult. However, it is arguable that the outcomes stated here are tremendously useful as PW stabilises earlier than other variables commonly used (i.e., heart rate or VO_2). Furthermore, running power increases alongside velocity, resembling their linear relationship at different submaximal speeds. Additionally, the reliability of commercially available wearables has been assessed, finding Stryd to be the most reliable and accurate wearable device for running PW estimation. Ultimately, given their novelty and potential application, the analysis of PW while running and its estimation by wearable devices needs more attention from a research perspective in order to provide practitioners a reliable, valid, and friendly tool to improve both training and performance quality in running.

Author Contributions: Conceptualization, D.J.-C., A.C.-L. and F.G.-P.; Methodology, D.J.-C., L.E.R.-S. and F.G.-P.; Software, A.C.-L. and L.E.R.-S.; Validation, R.R.-C., A.C.-L.; Formal Analysis, D.J.-C., L.E.R.-S. and F.G.-P.; Investigation, A.C.-L., R.R.-C.; Resources, D.J.-C., L.E.R.-S. and A.C.-L.; Data Curation, F.G.-P., D.J.-C., L.E.R.-S. and R.R.-C.; Writing-Original Draft Preparation, D.J.-C., A.C.-L. and F.G.-P.; Writing-Review & Editing, D.J.-C. and F.G.-P.; Visualization, A.C.-L.; Supervision, L.E.R.-S., F.G.-P. and R.R.-C.; Project Administration, L.E.R.-S. and A.C.-L.; Funding Acquisition, D.J.-C. and A.C.-L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The authors declare no funding has been received for this research.

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

References

1. Passfield, L.; Hopker, J.G.; Jobson, S.; Friel, D.; Zabala, M. Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 1426–1434.
2. Halliday, D.R.; Resnick, R. *Fundamentals of Physics*; Wiley: New York, NY, USA, 2007.
3. Vance, J. *Run with Power: The Complete Guide to Power Meters for Running*; VeloPress: Boulder, CO, USA, 2016.

4. Paquette, M.R.; Napier, C.; Willy, R.W.; Stellingwerff, T. Moving Beyond Weekly ‘Distance’: Optimizing Quantification of Training Load in Runners. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2020**, 1–20. [[CrossRef](#)]
5. Kram, R.; Griffin, T.M.; Donelan, J.M.; Chang, Y.H. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *J. Appl. Physiol.* **1998**, *85*, 764–769.
6. Cavanagh, P.R.; Kram, R.J.M.S.S.E. Stride length in distance running: Velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med. Sci. Sports Exerc.* **1989**, *21*, 467–479.
7. Cavagna, G.; Mantovani, M.; Willems, P.; Musch, G.J.P.A. The resonant step frequency in human running. *Pflügers Arch.* **1997**, *434*, 678–684.
8. Clark, K.P.; Ryan, L.J.; Weyand, P.G.J.J. A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces. *J. Exp. Biol.* **2017**, *220*, 247–258.
9. Samozino, P.; Rabita, G.; Dorel, S.; Slawinski, J.; Peyrot, N.; Saez de Villarreal, E.; Morin, J.B. A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2016**, *26*, 648–658.
10. Van Dijk, H.; Van Megen, R. *The Secret of Running: Maximum Performance Gains through Effective Power Metering and Training Analysis*; Meyer & Meyer Sport: Aachen, Germany, 2017.
11. Garcia-Pinillos, F.; Roche-Seruendo, L.E.; Marcen-Cinca, N.; Marco-Contreras, L.A.; Latorre-Roman, P.A. Absolute Reliability and Concurrent Validity of the Stryd System for the Assessment of Running Stride Kinematics at Different Velocities. *J. Strength Cond. Res.* **2018**. [[CrossRef](#)]
12. Navalta, J.W.; Montes, J.; Bodell, N.G.; Aguilar, C.D.; Radzak, K.; Manning, J.W.; DeBeliso, M. Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *Int. J. Sports Med.* **2019**, *40*, 498–502.
13. Hollis, C.R.; Koldenhoven, R.M.; Resch, J.E.; Hertel, J. Running biomechanics as measured by wearable sensors: Effects of speed and surface. *Sports Biomech.* **2019**, 1–11. [[CrossRef](#)]
14. García-Pinillos, F.; Chicano-Gutiérrez, J.M.; Ruiz-Malagón, E.J.; Roche-Seruendo, L.E. Technology. Influence of RunScribe™ placement on the accuracy of spatiotemporal gait characteristics during running. *J. Sports Eng. Technol.* **2019**, 17543371–19876513. [[CrossRef](#)]
15. Cerezuela-Espejo, V.; Hernández-Belmonte, A.; Courel-Ibáñez, J.; Conesa-Ros, E.; Mora-Rodríguez, R.; Pallarés, J.G. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *Eur. J. Sport Sci.* **2020**, 1–22. [[CrossRef](#)]
16. Jones, A.M.; Vanhatalo, A. The ‘critical power’ concept: Applications to sports performance with a focus on intermittent high-intensity exercise. *Sports Med.* **2017**, *47*, 65–78.
17. Burnley, M.; Jones, A.M. Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *Eur. J. Sport Sci.* **2018**, *18*, 1–12.
18. Peters, M.D.J.; Godfrey, C.M.; Khalil, H.; McInerney, P.; Parker, D.; Soares, C.B. Guidance for conducting systematic scoping reviews. *Int. J. Evid.-Based Healthc.* **2015**, *13*, 141–146. [[CrossRef](#)]
19. Munn, Z.; Peters, M.D.J.; Stern, C.; Tufanaru, C.; McArthur, A.; Aromataris, E. Systematic review or scoping review? Guidance for authors when choosing between a systematic or scoping review approach. *BMC Med. Res. Methodol.* **2018**, *18*, 143. [[CrossRef](#)]
20. Liberati, A.; Altman, D.G.; Tetzlaff, J.; Mulrow, C.; Gøtzsche, P.C.; Ioannidis, J.P.; Clarke, M.; Devereaux, P.J.; Kleijnen, J.; Moher, D. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: Explanation and elaboration. *Ann. Intern. Med.* **2009**, *151*, W-65–W-94.
21. Aromataris, E.; Riitano, D. Constructing a search strategy and searching for evidence. A guide to the literature search for a systematic review. *Am. J. Nurs.* **2014**, *114*, 49–56. [[CrossRef](#)]
22. Lundh, A.; Gøtzsche, P.C. Recommendations by Cochrane Review Groups for assessment of the risk of bias in studies. *Bmc Med Res. Methodol.* **2008**, *8*, 22.
23. Downs, S.H.; Black, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J. Epidemiol. Community Health* **1998**, *52*, 377–384.
24. Landis, J.R.; Koch, G.G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* **1977**, *33*, 159–174.
25. Snyder, K.L.; Mohrman, W.P.; Williamson, J.A.; Li, K. Methodological Flaws in Aubry, RL, Power, GA, and Burr, JF. An Assessment of Running Power as a Training Metric for Elite and Recreational Runners. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, e61.

26. Aubry, R.L.; Power, G.A.; Burr, J.F. An assessment of running power as a training metric for elite and recreational runners. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, 2258–2264.
27. Dobrijevic, S.; Ilic, V.; Djuric, S.; Jaric, S. Force-velocity relationship of leg muscles assessed with motorized treadmill tests: Two-velocity method. *Gait Posture* **2017**, *56*, 60–64.
28. García-Pinillos, F.; Soto-Hermoso, V.M.; Latorre-Román, P.Á.; Párraga-Montilla, J.A.; Roche-Seruendo, L.E. How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals? *Int. J. Sports Med.* **2019**, *40*, 609–613.
29. Austin, C.L.; Hokanson, J.F.; McGinnis, P.M.; Patrick, S. The relationship between running power and running economy in well-trained distance runners. *Sports* **2018**, *6*, 142.
30. Mulligan, M.; Adam, G.; Emig, T. A minimal power model for human running performance. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0206645.
31. Vandewalle, H. Modelling of Running Performances: Comparisons of Power-Law, Hyperbolic, Logarithmic, and Exponential Models in Elite Endurance Runners. *Biomed Res. Int.* **2018**, *2018*, 1–23. [[CrossRef](#)]
32. Cerezuela-Espejo, V.; Hernández-Belmonte, A.; Courel-Ibáñez, J.; Conesa-Ros, E.; Martínez-Cava, A.; Pallarés, J.G. Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiol. Behav.* **2020**, 112972. [[CrossRef](#)]
33. Leuchanka, A.; Switaj, Z.; Clark, T. Exploring kinematic asymmetry by means of wearable sensors during marathon race. *Footwear Sci.* **2019**, *11*, S193–S194.
34. Leuchanka, A.; Switaj, Z.; Clark, T. Use of wearable sensors for measurement of spatiotemporal variables during marathon race. *Footwear Sci.* **2019**, *11*, S191–S192.
35. Gregory, C.; Koldenhoven, R.M.; Higgins, M.; Hertel, J. External ankle supports alter running biomechanics: A field-based study using wearable sensors. *Physiol. Meas.* **2019**, *40*, 044003.
36. García-Pinillos, F.; Latorre-Roman, P.A.; Roche-Seruendo, L.E.; García-Ramos, A. Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd™ power meter. *Gait Posture* **2019**, *68*, 238–243.
37. Brayne, L.; Barnes, A.; Heller, B.; Wheat, J. Using a wireless consumer accelerometer to measure tibial acceleration during running: Agreement with a skin-mounted sensor. *Sports Eng.* **2018**, *21*, 487–491.
38. Koldenhoven, R.M.; Hertel, J. Validation of a wearable sensor for measuring running biomechanics. *Digit. Biomark.* **2018**, *2*, 74–78.
39. Cavagna, G.A.; Saibene, F.P.; Margaria, R. Mechanical work in running. *J. Appl. Physiol.* **1964**, *19*, 249–256.
40. Driss, T.; Vandewalle, H. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: A critical review. *Biomed. Res. Int.* **2013**, *2013*, 589361. [[CrossRef](#)]
41. Jenny, D.F.; Jenny, P. On the mechanical power output required for human running—Insight from an analytical model. *J. Biomech.* **2020**, *110*, 109948. [[CrossRef](#)]
42. Vandewalle, H.; Vautier, J.F.; Kachouri, M.; Lechevalier, J.M.; Monod, H. Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *J. Sports Med Phys. Fit.* **1997**, *37*, 89–102.
43. Scherrer, J.; Samson, M.; Paleologue, A. Etude du travail musculaire et de la fatigue. 1. Données ergométriques obtenues chez l'homme. *J. De Physiol.* **1954**, *46*, 887–916.
44. Kennelly, A.E. An approximate law of fatigue in the speeds of racing animals. *JSTOR* **1906**, *42*, 275–331.
45. García-Manso, J.; Martín-González, J.; Vaamonde, D.; Da Silva-Grigoletto, M. The limitations of scaling laws in the prediction of performance in endurance events. *J. Theor. Biol.* **2012**, *300*, 324–329.
46. Monod, H.; Scherrer, J. The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics* **1965**, *8*, 329–338.
47. Moritani, T.; Nagata, A.; Devries, H.A.; Muro, M. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergonomics* **1981**, *24*, 339–350.
48. Morton, R.H. The critical power and related whole-body bioenergetic models. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2006**, *96*, 339–354.
49. Weyand, P.G.; Lin, J.E.; Bundle, M.W. Sprint performance-duration relationships are set by the fractional duration of external force application. *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* **2006**, *290*, R758–R765.
50. Wilkie, D. Man as a source of mechanical power. *J. Ergon.* **1960**, *3*, 1–8.
51. Willy, R.W. Innovations and pitfalls in the use of wearable devices in the prevention and rehabilitation of running related injuries. *J. Phys. Ther. Sport* **2018**, *29*, 26–33.
52. Skiba, P.F. calculation of power output and quantification of training stress in distance runners: The development of the gOVSS algorithm. *J. Revis. Sep* **2006**, *16*, 9.

53. Batliner, M.E.; Kipp, S.; Grabowski, A.M.; Kram, R.; Byrnes, W.C.J.S.m.i.o. Does metabolic rate increase linearly with running speed in all distance runners? *Sports Med. Int. Open* **2018**, *2*, E1–E8.
54. Bramble, D.M.; Lieberman, D.E.J.N. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* **2004**, *432*, 345–352.
55. Zuccarelli, L.; Porcelli, S.; Rasica, L.; Marzorati, M.; Grassi, B. Comparison between slow components of HR and V̇O₂ kinetics: Functional significance. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2018**, *50*, 1649–1657.
56. Jaén-Carrillo, D.; García-Pinillos, F.; Cartón-Llorente, A.; Almenar-Arasanz, A.J.; Bustillo-Pelayo, J.A.; Roche-Seruendo, L.E. Test–retest reliability of the OptoGait system for the analysis of spatiotemporal running gait parameters and lower body stiffness in healthy adults. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P: J. Sports Eng. Technol.* **2020**, *234*, 17543371–19898353.

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



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Estudio 2. Absolute reliability and agreement between Stryd and RunScribe systems for the assessment of running power.

Antonio Cartón-Llorente, Luis E Roche-Seruendo,

Diego Jaén-Carrillo, Noel Marcen-Cinca and

Felipe García-Pinillos

Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers,

Part P: Journal of Sports Engineering and Technology,

DOI: 10.1177/1754337120984644

**Estudio 3. Estimating functional threshold power in endurance
running from shorter time trials using a 6-axis inertial
measurement sensor.**

Antonio Cartón-Llorente, Felipe García-Pinillos, Jorge Royo-Borrueal, Alberto
Rubio-Peírotén, Diego Jaén-Carrillo, and Luis E. Roche-Seruendo

Sensors

DOI: [10.3390/s21020582](https://doi.org/10.3390/s21020582)

Article

Estimating Functional Threshold Power in Endurance Running from Shorter Time Trials Using a 6-Axis Inertial Measurement Sensor

Antonio Cartón-Llorente ¹, Felipe García-Pinillos ^{2,3}, Jorge Royo-Borrueal ¹, Alberto Rubio-Peiroten ¹, Diego Jaén-Carrillo ^{1,*} and Luis E. Roche-Seruendo ¹

¹ Health Sciences Faculty, Universidad San Jorge, 50830 Zaragoza, Spain; acarton@usj.es (A.C.-L.); royojorge@gmail.com (J.R.-B.); arubio@usj.es (A.R.-P.); leroche@usj.es (L.E.R.-S.)

² Department of Sports and Physical Education, University of Granada, 18071 Granada, Spain; fegarpi@gmail.com

³ Department of Physical Education, Sports and Recreation, Universidad de La Frontera, Temuco 14811, Chile

* Correspondence: djaen@usj.es; Tel.: +34-615-635-708

Abstract: Wearable technology has allowed for the real-time assessment of mechanical work employed in several sporting activities. Through novel power metrics, Functional Threshold Power have shown a reliable indicator of training intensities. This study aims to determine the relationship between mean power output (MPO) values obtained during three submaximal running time trials (i.e., 10 min, 20 min, and 30 min) and the functional threshold power (FTP). Twenty-two recreationally trained male endurance runners completed four submaximal running time trials of 10, 20, 30, and 60 min, trying to cover the longest possible distance on a motorized treadmill. Absolute MPO (W), normalized MPO (W/kg) and standard deviation (SD) were calculated for each time trial with a power meter device attached to the shoelaces. All simplified FTP trials analyzed (i.e., FTP10, FTP20, and FTP30) showed a significant association with the calculated FTP ($p < 0.001$) for both MPO and normalized MPO, whereas stronger correlations were found with longer time trials. Individual correction factors (ICF% = FTP_{60}/FTP_n) of ~90% for FTP10, ~94% for FTP20, and ~96% for FTP30 were obtained. The present study procures important practical applications for coaches and athletes as it provides a more accurate estimation of FTP in endurance running through less fatiguing, reproducible tests.

Keywords: aerobic; assessment; performance; physiology; technology; training; wearable



Citation: Cartón-Llorente, A.; García-Pinillos, F.; Royo-Borrueal, J.; Rubio-Peiroten, A.; Jaén-Carrillo, D.; Roche-Seruendo, L.E. Estimating Functional Threshold Power in Endurance Running from Shorter Time Trials Using a 6-Axis Inertial Measurement Sensor. *Sensors* **2021**, *21*, 582. <https://doi.org/10.3390/s21020582>

Received: 11 November 2020

Accepted: 12 January 2021

Published: 15 January 2021

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



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Monitoring workload is a milestone for endurance sports athletes and coaches for training prescription and competition. A wide array of physiological parameters has been targeted in search for a single biomarker truly coupled to the current intensity of the effort which, at the same time, was easy to track. These psychophysiological responses are classified as internal workload measures and mainly include the evaluation of heart rate (HR) and its derivatives (e.g., heart rate variability), blood lactate concentration, muscle oxygen saturation, and rate of perceived exertion (RPE). To date, none of them have turned out to be sensitive or handy enough to instantly quantify the athlete's response to training stimuli [1], and multiple external (often called objective) workload metrics needed to be added to assess in-field racing intensity [2].

The development of portable global positioning system technologies (GPS) allowed the use of external metrics, such as distance and velocity, and so controlling the training pace and observing the internal responses to it became widely used as one of the best methods to assess current training stress. Unfortunately, pace is highly dependent on external conditions, such as wind, terrain, or slope, and therefore its use for quantifying intensity in the field provides results that are imprecise and is not repeatable enough. In

this context, new technologies were developed in a search for an objective workload metric, giving rise to the era of mechanical power assessment.

Power output refers to the product of force and velocity, so once you are able to calculate the instant force applied to a given activity, you can accurately measure the actual workload your body is putting out. The huge step forward came when comparing power output's instantaneous response to an increase or decrease of intensity with other traditional metrics such as heart rate, which take their time to respond. Actually, mean power output (MPO) (i.e., the averaged power output during a given time period) has proven to be more reliable and sensitive to little changes in exercise intensity than other internal and external commonly used workload indicators [3].

Accordingly, the use of power meters in cycling increased exponentially due to their capacity to assess workload considering external conditions such as wind, drafting, slope or terrain. New racing strategies (e.g., uphill pacing) emerged and power-related data also became widely used to inform decisions relating to cycling position, technique and equipment selection [4]. Through strain gauges located in the pedals, crank, or rear hub, the quantity and direction of the force applied by the cyclist, as well as the instant angular velocity, can be obtained. Therefore, power output in cycling is calculated based on the torque applied multiplied by cadence.

Analogously, running mechanical power could be quantified using force instrumented treadmills [5] which reflects forward, vertical and lateral forces applied to the integrated force plate at any given velocity. Of note, the actual external mechanical work of the foot against the ground is negligible, so the term power output in running represents an abstraction of the mechanical power theoretically applied to the runner's centre of mass. Despite its accuracy, force instrumented treadmills are not usable for an in-field evaluation, thus, some commercial companies started to develop wearable power meters for running. These novel devices can estimate the force applied by the subjects derived from their height, body mass, and velocity, using GPS technology in outdoor environments and IMUs when indoors [6]. In fact, a model proposed recently by Jenny and Jenny [7] supports that the mechanical energy for steady flat running could be expressed as the sum of the energy employed to counteract aerodynamic drag and the energy dissipated to produce vertical oscillation and braking.

In the aforementioned mathematical approach [7] the rate of mechanical energy (i.e., the power output) dissipated to break through the air can be estimated knowing both the runner and the wind's velocity, and the runner and the air's density. Energy dissipation due to braking ground reaction forces may be estimated assuming the sine wave movement described by the runner's centre of mass, following the spring-mass model presented by Blickhan [8]. Finally, dissipation in vertical oscillation is calculated based on spatiotemporal parameters (speed, step rate, ground contact time) and a potential energy recovery factor. This factor depends on the athlete's ability to reuse the elastic energy stored during the braking phase, into kinetic energy during the propulsion phase. As this condition is highly variable between individuals, it represents the main concern within the entire model.

Given the complexity of testing the validity of wearable running power meters against a gold standard method (i.e., instrumented treadmill), a recent study from Cerezuela-Espejo [9] compared PO obtained with five commercially available portable devices and two of the mathematical models applied to theoretically calculate running power. The results showed the closest agreement corresponded to the Stryd™ system among all investigated devices.

Regarding the agreement between mechanical and metabolic power, another published comparison between five portable devices [10] showed a promising correlation ($r^3 = 0.911$, SEE = 7.3%) between power output data obtained with the Stryd™ foot pod and oxygen consumption as a measure of energy expenditure, both in laboratory (i.e., treadmill running) and the in-field conditions, even when changes in body mass and slope were applied [10]. Table 1 summarizes the scientific evidence found on the use of the main

commercially available power meters, and further information is available in a recently published scoping review on sensors for running power output assessment [11].

Table 1. Studies ($n = 5$) evaluating the use of wearable power meters or using their power output data during running protocols.

| | System Used | Device & Location | Aim | Results |
|-------------------------------------|----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Cerezuela-Espejo et al. (2020) [10] | RunScribe | Attached to shoelaces and paired to a Garmin Forerunner 235 | To compare 4 power meter devices in terms of repeatability and concurrent validity between P data and oxygen consumption (VO_2). | Fair repeatability indoor: SEM \geq 30.1 W, CV \geq 7.4%, ICC \leq 0.709, and SEM \geq 59.3 W, CV \geq 14.8%, ICC \leq 0.563. Low correlation between P and VO_2 ($r \geq$ 0.582, SEE \leq 13.7%) |
| | Garmin Running Power | Garmin TRI™ heart rate (chest) monitor band and Garmin Forerunner 935 watch Kansas, USA | | Low repeatability indoor: SEM \geq 47.0 W, CV \geq 9.4%, ICC \leq 0.495, fair repeatability outdoor: SEM \geq 24.5 W, CV \geq 7.7%, ICC = 0.823. Low correlation between P and VO_2 ($r \geq$ 0.539, SEE \leq 17.5%) |
| | Polar Vantage V | Sport watch on the wrist. GPS and barometer sensors | | Low repeatability outdoor: SEM \geq 40.6 W, CV \geq 14.5%, ICC = 0.487. Good correlation between P and VO_2 ($r = 0.841$, SEE = 9.7%) |
| | Stryd (foot pod) | Attached to shoelaces and paired to a Garmin Forerunner 235 or a mobile phone | | Best repeatability values both indoor: SEM \leq 7.4 W, CV \leq 2.8%, ICC \geq 0.980, and outdoor: SEM \leq 12.5 W, CV \leq 4.3%, ICC \geq 0.989. High correlation between P and VO_2 ($r^3 \geq$ 0.911, SEE \leq 7.3%) |
| García-Pinillos et al. (2019) [12] | Stryd (foot pod) | Attached to shoelaces and paired to a mobile phone | To evaluate the stability of power output data while running at a constant comfortable velocity on a motorized treadmill. | P running at an easy pace is a stable metric with negligible differences, between intervals ranging from 10 to 180 s. |
| García-Pinillos et al. (2019) [13] | Stryd (foot pod) | Attached to shoelaces and paired to a mobile phone | To confirm the linear P-V relationship in endurance runners at submaximal velocities, and to predict P values with the “two-point method”. | Two distant velocities were able to provide P with the same accuracy than the multiple-point method. |
| Austin et al. (2018) [14] | Stryd (foot pod) | Attached to shoelaces and paired to a Garmin Fenix 3 watch | To determine the correlations between P and running economy at LT pace. | RE is positively correlated with Stryd’s power output data, however it may not be precise enough to notice changes in running economy |
| Aubry et al. (2018) [15] | Stryd (chest strap) | Stryd Pioneer 3-axial accelerometer chest band in conjunction with a mobile phone (with GPS). | To assess if running power could be a valid surrogate of metabolic demand (VO_2) in a population of different level of training runners. | Running power is not a valid surrogate of the energy cost of running in a mixed ability population of runners. |

LT: blood lactate thresholds; VO_2 : oxygen uptake; P: power; V: velocity; SEM: standard error of measurement; CV: coefficient of variation; ICC: intraclass correlation coefficient; RE: running economy.

Regarding the application of power output data to determine training stress and intensity zones, Allen and Cogan [16] proposed a performance index known as the Functional Threshold Power (FTP). It refers to the highest MPO maintained in a quasi-steady state for 60 min (FTP_{60}) without the onset of fatigue [16]. FTP has demonstrated its validity as a surrogate for lactate threshold (LT) [17] and maximum lactate steady state (MLSS) [18,19]. LT is defined as the maximum intensity preceding an exponential rise in blood lactate values during an incremental test [20], being addressed that during a continuous effort at LT blood lactate concentration steadily rises [17]. However, MLSS refers to the maximum workload that can be maintained over time without continual blood lactate accumulation (i.e., 45–70 min) [18,21]. Additionally, MLSS demonstrated to better predict endurance performance than maximum oxygen uptake (VO_{2max}) in trained athletes [20]. Thus, FTP is considered a good indicator of the main physiological events of the aerobic-anaerobic transition for endurance activities and therefore it has been commonly used lately to determine training intensities (i.e., training zones) and quantify athletes' responses to training stimuli.

Although FTP_{60} is a highly reproducible and widely accepted method to assess aerobic condition [11], less time-consuming time trials (TT) are demanded for in-season regular evaluations. The 20-min TT (FTP_{20}) has become the most popular simplified test to predict FTP_{60} [22,23]. Allen and Cogan [16] set 95% of the MPO obtained in FTP_{20} as a predictive value for FTP_{60} in cycling. Thereafter, a few studies [23–25] confirmed this 95% individual correction factor ($ICF\% = FTP_{60}/FTP_{20}$) between both TTs, whereas some others [26–28] found stronger associations between FTP_{20} and MLSS subtracting ~10% to the MPO achieved during the TT, instead of 5%. Furthermore, other TTs ranging from 3 to 30 min were proposed as MLSS predictors of FTP_{60} [24,29]. Despite an overall moderate to high level of agreement between these simplified TTs and FTP_{60} , most referred to cycling.

The advent of wearable running power meters allows the transfer of knowledge (and the FTP_{60} assessment) from cycling to running. Unlike other parameters such as HR, VO_{2max} or RPE, the physiological response of blood lactate showed no differences between cycling and running at constant submaximal velocities [30]. Therefore, the determination of FTP_{60} as a valid substitute of MLSS would be a key point for endurance running. Unfortunately, knowledge about the level of agreement and correction factor between simplified TTs and FTP_{60} in running is unknown. Nevertheless, the development of novel technologies, such as running power meters, may help evaluate athletes' functional performance and monitor changes over time. A recent study confirmed a linear power-velocity relationship in running for maximal and submaximal protocols [13]. This enables the prediction of MPO at different submaximal running velocities using the two-point method, underlining the need to accurately determine the relationship between simplified FTP tests and FTP_{60} method.

Up to date, there are no studies which investigate the validity of simplified running test to predict FTP_{60} . Consequently, this study aims to analyse the level of agreement between mean power values during three different running TTs (10-, 20- and 30-min) compared to a 60-min TT, and to establish the correction factor for each simplified FTP running test. Considering the high concordance reported in cycling, we hypothesized that the 10-, 20-, and 30-min TTs (i.e., FTP_{10} , FTP_{20} and FTP_{30}) would have a good level of agreement with FTP_{60} in running, and they could be valid substitutes of the FTP_{60} .

2. Materials and Methods

2.1. Participants

Twenty-two recreationally trained male endurance runners (age: 34.0 ± 7.5 years; height: 1.76 ± 0.04 m; body mass: 71.1 ± 5.8 kg; BMI: 22.9 ± 1.5 kg/m²) voluntarily participated in this study. All participants met the inclusion criteria: older than 18 years old, able to run 10 km under 40 min, used to running treadmill, and free from injuries the last 6 months before data collection. After receiving detailed information of the study, participants signed an informed consent form, complied with the ethical standards of the

World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013), prior to participation. It was made clear that participants were free to leave the study at any point. The study was approved by the local Ethics Committee.

2.2. Procedures

The study protocol was executed between March and June 2019 in the laboratory of biomechanics of the founding institution. Participants were asked to complete four submaximal time trials (10, 20, 30, and 60 min) attempting to cover the longest distance they could on a motorized treadmill (HP cosmos Pulsar 4P; HP cosmos Sports & Medical, GmbH, Nußdorf, Germany). During all tests slope was maintained at 0° and ventilation was assured using two industrial fans located laterally at 2 m distance from both sides of the treadmill. Fluid intake was ad libitum while temperature and humidity were controlled with a wireless weather station (Ea2 LABS DE903) and kept between 18 and 20 °C and 50–60%, respectively.

Participants were encouraged to maintain their normal dietary pattern and to avoid ergogenic aids and severe physical activity for 48 h before the tests, which were scheduled at the same time of the day and performed within a 1-week separation interval. Trial order was randomly set, and participants wore their usual running shoes during the entire protocol to reproduce their usual performance.

2.3. Materials and Testing

Body height (cm) and mass (kg) were measured at the beginning of the first testing session using a precision stadiometer and weighing scale (SECA 222 and 634, respectively, SECA Corp., Hamburg, Germany). Additionally, personal best time in a 10-km race within the last 6 months were recorded and all the athletes were instructed on the use of the RPE scale [31].

Before each time trial, participants' body mass was re-evaluated to adjust the power data collected. A standardized 8-min protocol (4-min at self-selected velocity and 4-min approaching their expected velocity for the trial) was completed for avoiding the accommodation effect of treadmill running [32].

During the tests, participants received verbal encouragement from the same researcher to complete the longest distance they can, and slight velocity variations were allowed along the entire protocol. HR was continuously monitored using a chest belt (Polar, FS2c, Kempele, Finland), and RPE was assessed every 5 min until the end of the test. MPO (in W) was calculated using the Stryd™ power meter (Stryd Power meter, Stryd Inc. Boulder, CO, USA) attached to the shoelaces.

After each test, maximum HR and total distance covered was recorded and mean velocity calculated. Data from Stryd™ power meter were obtained from their website (<https://www.stryd.com/powercenter/analysis>) into .fit file. Then, data were analyzed using a free-license software (Golden Cheetah, version 3.4) and exported as .csv file into Excel® (2016, Microsoft, Inc., Redmond, WA, USA). Absolute MPO (W), normalized MPO (W/kg), and standard deviation (SD) were calculated for each time trial.

2.4. Stryd™ System

This device is a lightweight (9.1 g) carbon fibre-reinforced foot pod that includes a 6-axis inertial motion sensor (3-axis gyroscope, 3-axis accelerometer). With a sampling rate of 1000 Hz, the 6-degrees-of-freedom device senses forward, vertical and lateral accelerations and angular velocities of rolling, pitching and yawing, to infer ground reaction forces and orientation. Integrating accelerations, the sensor gets velocities, and double integrating it gets positions. Assuming the lateral motion as negligible in running, inverse dynamics might be applied to model vertical and horizontal forces from the positional and velocity changes of the device in each step.

As it has been roughly explained by the Stryd™ team in a recent white paper on their web site (<https://blog.stryd.com/tag/validation-white-papers/>), accounting vertical

decelerations and accelerations, the height and body mass of the runner, and the flight time between steps, an algorithm estimates the vertical displacement of the runner's center of mass, and thus, its potential energy variation is available to calculate vertical power (named as form power by the Stryd™ manufacturers). While moving forward, a runner loses momentum on foot impact and gains it during take-off. The change in kinetic energy between events is given by the difference between the minimum and maximum instant velocities and the body mass of the runner, allowing forward power calculation. Finally, external PO is the time derivative of the summation of changes in potential and kinetic energy.

As a result, this wearable power meter additionally provides real time measures of vertical oscillation, elevation, distance and ground contact time, and interesting power-related metrics (i.e., averaged elapsed power, maximal power, form power, leg spring stiffness and running effectiveness). Of note, the presented model does not account for the internal power the runner needs to relocate the limbs in relation to the center of mass. However, the manufacturers presume the newest version of the product include a sensor to detect wind force and direction that might allow a better estimation of these internal forces.

Although the actual strategy Stryd™ use to isolate the sensor to avoid measurement noise, and the algorithmic computation to process raw data still undisclosed by the company as part of their knowhow, this system has demonstrated reliable to assess running spatiotemporal parameters in indoor setting compared to 3D motion analysis [33] and the OptoGait infrared system [13]. Furthermore, this sensor has shown moderate to excellent intra-system reliability for all measures through trail running bouts [34].

Presumably, the algorithm employed by the company to calculate power output might be based on the model proposed by Jenny and Jenny [7] and assumes certain controversial simplifications related to the athletes' individual energy recovery factor. However, a recent study [10] evaluated the agreement between energy expenditure (i.e., oxygen consumption) and Stryd's PO data under different conditions (i.e., athletic track, flat, and inclined treadmill running) showing strong correlations between variables in all conditions ($r \geq 0.911$, $SEE \leq 7.3\%$).

2.5. Statistical Analysis

Descriptive statistics are represented as mean (\pm SD). Before analysis, normal distribution and homogeneity were confirmed through the Shapiro-Wilk and Levene's test, respectively. A repeated measures analysis of variance (ANOVA), with post-hoc Bonferroni test, was conducted to compare the acute response (i.e., running speed, MPO and RPE) to the different time trials conditions (i.e., 10, 20, 30 and 60 min). Additionally, the level of agreement between MPO reported during shorter time trials (i.e., 10-min, 20-min and 30-min) and the reference trial (i.e., 60-min) was examined. Therefore, a Pearson correlation analysis was performed and intra-class correlation coefficients (ICC) with 95% confidence interval (CI) were calculated (i.e., 10-min, 20-min and 30-min vs. 60-min). The following criteria were adopted to interpret the correlations magnitude between variables: <0.1 (trivial), 0.1–0.3 (small), 0.3–0.5 (moderate), 0.5–0.7 (large), 0.7–0.9 (very large) and 0.9–1.0 (almost perfect) [35]. Based on the characteristics of this experimental design and following the guidelines reported by Koo and Li [36], the authors decided to conduct a "two-way random-effects" model (ICC [2,k]), "mean of measurements" type, and "absolute" definition for the ICC measurement. The interpretation of the ICC was based on the benchmarks reported by a previous study [37]: ICC < 0 (poor), 0–0.20 (slight), 0.21–0.40 (fair), 0.41–0.60 (moderate), 0.61–0.80 (substantial), and >0.81 (almost perfect). Finally, a linear regression analysis was conducted between 60-min MPO and MPO during shorter trials. The level of significance used was $p < 0.05$. Data analysis was performed using SPSS (version 23, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3. Results

Table 2 shows the acute response of the examined variables to the different running protocols. The repeated measures ANOVA reported significant differences between tests in running speed ($p < 0.001$), MPO in absolute and relative values ($p < 0.001$) and RPE ($p = 0.011$). After post-hoc testing, differences between each test were found in all variables, apart from RPE, with the 30-min trial showing lower values than the rest of trials. The individual average running speed and MPO for each time trial are shown in Figures 1 and 2, respectively.

Table 2. Acute response (mean, SD) to the different running time trials.

| | 10-min Trial | 20-min Trial | 30-min Trial | 60-min Trial | Main Effect of Test p -Value |
|------------------------------------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|
| Running speed (km/h^{-1}) | 17.16 (0.65) ^{b,c,d} | 16.33 (0.53) ^{a,c,d} | 15.88 (0.50) ^{a,b,d} | 15.12 (0.56) ^{a,b,c} | <0.001 |
| Mean power output (W) | 341.73 (27.19) ^{b,c,d} | 326.90 (26.97) ^{a,c,d} | 320.63 (25.51) ^{a,b,d} | 306.15 (25.33) ^{a,b,c} | <0.001 |
| Normalized mean power output (W/kg^{-1}) | 4.78 (0.15) ^{b,c,d} | 4.58 (0.15) ^{a,c,d} | 4.47 (0.15) ^{a,b,d} | 4.29 (0.13) ^{a,b,c} | <0.001 |
| RPE (6–20) | 19.27 (0.83) ^c | 18.95 (0.84) | 18.64 (0.73) ^{a,d} | 19.27 (0.88) ^c | 0.011 |

^a indicates significant differences regarding 10-min trial after post-hoc testing; ^b indicates significant differences regarding 20-min trial after post-hoc testing; ^c indicates significant differences regarding 30-min trial after post-hoc testing; ^d indicates significant differences regarding 60-min trial after post-hoc testing.

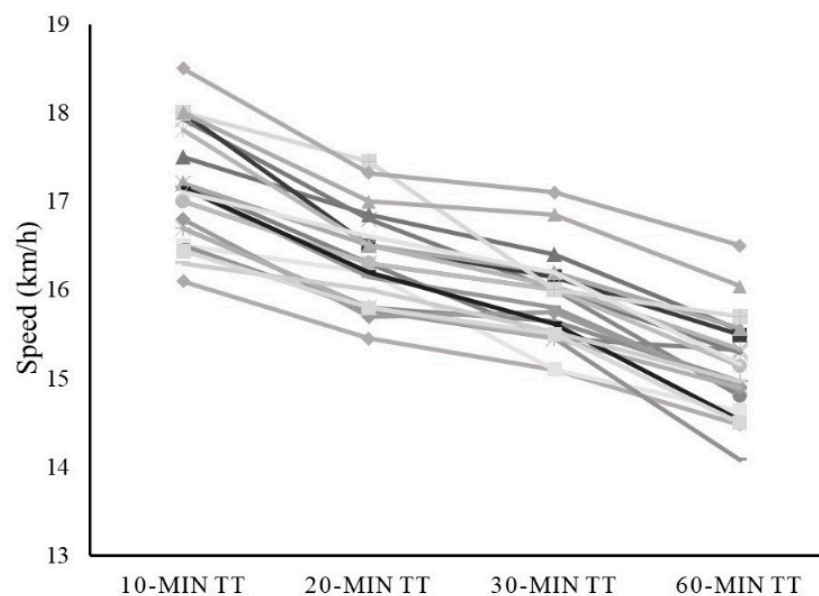


Figure 1. Individual average running speed for each time trial (i.e., 10 min, 20 min, 30 min and 60 min). Each athlete's speed mean values are represented in a different color line.

The level of agreement of power values obtained during running protocols with different durations, as compared to 60-min time trial, was examined (Table 2). For mean power values (W), all the durations (i.e., 10, 20, and 30 min) showed an almost perfect correlation ($r > 0.9$), whereas the ICC was moderate with data obtained from the 10-min trial (ICC = 0.647), and very large with 20-min and 30-min trials (ICCs = 0.839 and 0.899, respectively). Regarding the normalized mean power values (W/kg), the correlation with data reported during the 60-min trial was very large ($r = 0.720$ for 10-min trial, 0.868 for 20-min trial and 0.859 for 30-min trial) and the ICCs revealed slight (ICC = 0.188), moderate (ICC = 0.432) and substantial (ICC = 0.625) coefficients for 10-min, 20-min and 30-min time trials, respectively, compared to 60-min protocol. Additionally, the ICF% and CI for each TT were calculated for both MPO and normalized MPO (Table 3).

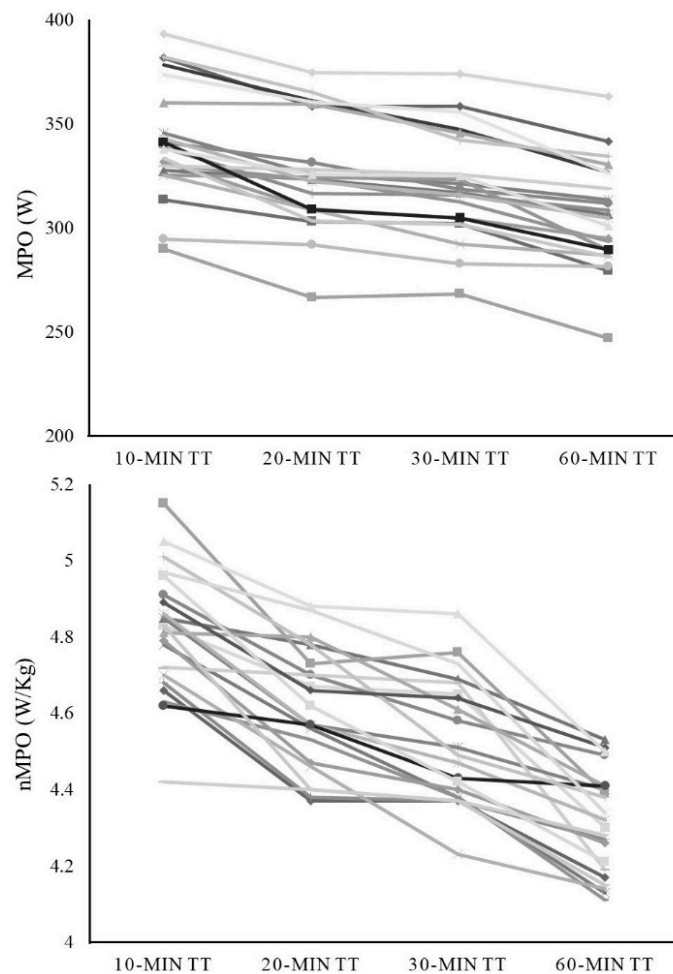


Figure 2. Individual analysis of the power output during running, in absolute (upper panel) and relative values (lower panel) (i.e., 10-min, 20-min, 30-min and 60-min time trials). MPO: mean power output; nMPO: normalized mean power output.

Table 3. Level of agreement between power output obtained during different running based-time trials regarding the reference duration (60-min time trial).

| | | Mean Power (W) | Normalized Mean Power (W/kg) |
|-------------------|-----------------------------|----------------------|------------------------------|
| 10-min vs. 60-min | Correlation (r-coefficient) | 0.916 *** | 0.720 *** |
| | ICC (95% CI) | 0.647 (−0.084–0.909) | 0.188 (−0.046–0.566) |
| | ICF% (CI) | 89.6 (88.2–90.9) | 89.8 (88.8–90.7) |
| 20-min vs. 60-min | Correlation (r-coefficient) | 0.949 *** | 0.868 *** |
| | ICC (95% CI) | 0.839 (−0.120–0.964) | 0.432 (−0.061–0.808) |
| | ICF% (CI) | 93.6 (92.5–94.7) | 93.7 (93.1–94.4) |
| 30-min vs. 60-min | Correlation (r-coefficient) | 0.946 *** | 0.859 *** |
| | ICC (95% CI) | 0.899 (−0.089–0.976) | 0.625 (−0.152–0.895) |
| | ICF% (CI) | 95.5 (94.3–96.6) | 95.9 (95.2–96.6) |

*** $p < 0.001$; ICC: intra class correlation coefficient; ICF%: individual correction factor (%); CI: confidence interval.

The regression analysis revealed a significant association ($p < 0.001$) between 60-min MPO and the MPO reported during shorter trials (i.e., 10-, 20- and 30-min) (Figure 3). The 10-min MPO obtained the lowest r^2 ($r^2 = 0.839$) and the greater SEE (10.4 W), whereas almost identical values were obtained in 20- and 30-min ($r^2 = 0.901$, SEE = 8.2 W; $r^2 = 0.895$, SEE = 8.4 W, respectively). Regarding normalized MPO (Figure 1), a significant association ($p < 0.001$) was found between 60-min values and those reported during shorter trials (i.e.,

10-, 20- and 30-min), with stronger associations found with longer time trials ($r^2 = 0.519$, SEE = 0.09 W for 10-min; $r^2 = 0.753$, SEE = 0.07 W for 20-min and; $r^2 = 0.720$, SEE = 0.07 W for 30-min).

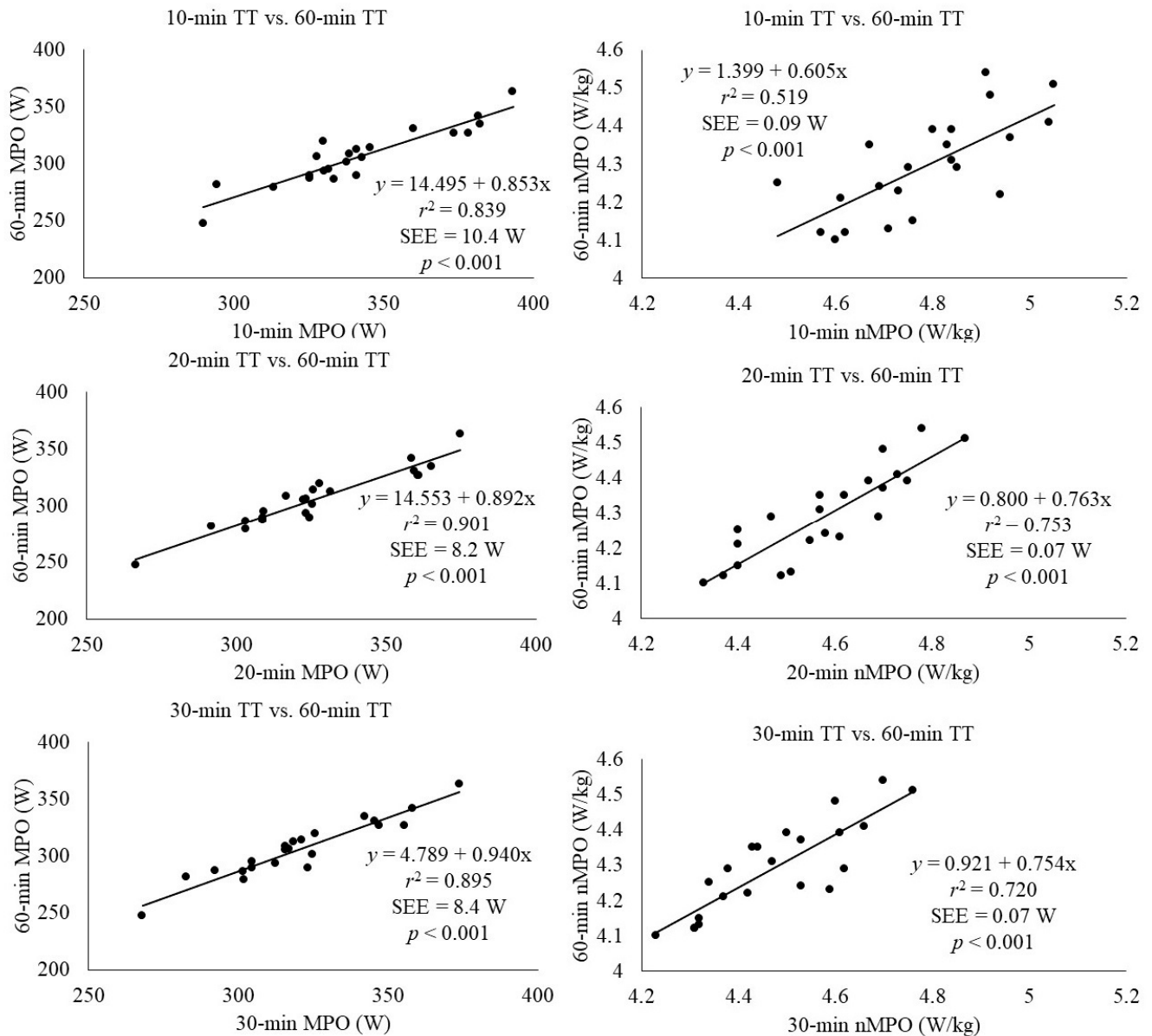


Figure 3. Association between the mean power output achieved during a 60-min time trial (TT) and the MPO achieved during 10-min, 20-min and 30-min TTs in trained endurance runners. (Absolute values in left column and relative values in right column). The average value of each runner was used for each TT. Circles indicate individual data. The solid lines represent the predictive linear regression model between 60-min TT and the shorter TTs. SEE: standard error of estimate; MPO: mean power output; nMPO: normalized mean power output.

4. Discussion

This study sought to analyze the level of agreement between the 60-min TT and three shorter TTs. The main finding of this study is that all simplified FTP trials analyzed (i.e., FTP₁₀, FTP₂₀ and FTP₃₀) showed a significant association with the FTP₆₀ for both MPO and normalized MPO, exhibiting stronger correlations with longer TTs (i.e., FTP₂₀ and FTP₃₀). Moreover, the ICF% determined for each TT were 89.6%, 93.6%, and 95.5% of the

MPO from the FTP₁₀, FTP₂₀ and FTP₃₀, respectively; and 89.8%, 93.7%, 95.6% from the aforementioned TTs when MPO was normalized to the daily athletes' body mass.

4.1. FTP₆₀

To the best of the authors' knowledge, this is the first study aimed to establish the relationships between FTP₆₀ and shorter TTs based on running power metrics. An average MPO of 306.15 ± 25.33 W was obtained for the FTP₆₀ at a mean speed of 15.12 ± 0.56 km/h in trained endurance runners. This result seems to be in line with a previous study [21] which addressed a MPO of 285.2 ± 25.6 W in a group of trained athletes during a 3-min run at 15 km/h. Considering normalized MPO, our results for the FTP₆₀ test showed a mean of 4.29 ± 0.13 W/kg. In a previous study [28], the average normalized MPO reported at their LT pace was 4.4 ± 0.5 W/kg. As the MPO in this study was assessed at their calculated LT pace, comparison between both studies should be cautiously considered as the MPO at MLSS might be considerably lower. Additionally, a normalized MPO of 4.29 W/kg is considered as excellent in cycling [16] and therefore our results are supported by previous studies for this level of endurance athletes [16].

4.2. FTP₁₀

The agreement between FTP₆₀ and FTP₁₀ ranged from very large to almost perfect for relative and absolute power output assessment, respectively. In addition, the ICF% obtained was ~90%, for both MPO and normalized MPO. The average MPO obtained was 341.73 ± 27.19 W, the normalized MPO was 4.78 ± 0.15 W/kg, and the mean velocity of the test was 17.16 ± 0.56 km/h. These results slightly exceed those found in previous studies [13,15], although the speeds are not entirely comparable. Despite the results for FTP₁₀ exhibiting the lowest association with FTP₆₀ within the three TTs tested, previous studies confirmed a good association between short TTs (i.e., ≤ 10 min) and LT derivatives [22,38,39]. Despite the good association found between FTP₁₀ and FTP₆₀, our results were slightly weaker compared with longer TTs (i.e., FTP₂₀ and FTP₃₀). Of note, these studies [38,39] also found broader differences between calculated MLSS and FTP estimated with shorter TTs (i.e., ≤ 10 -min) than with longer TTs (i.e., ≥ 20 -min). These discrepancies might partially be explained as a result of differences in the athletes' metabolic profile, as the MPO of shorter TTs is more likely to be achieved with a higher participation of the anaerobic metabolism [40]. Despite these controversial precedents, we found a large association between FTP₁₀ and FTP₆₀, and therefore it could be useful for running practitioners aiming to execute a rapid test that fairly identifies training zones and adaptations.

4.3. FTP₂₀

Regarding FTP₂₀ association with FTP₆₀, our results showed a very large to almost perfect correlation for both absolute and normalized MPO. The ICF% found was 93.6%, which contradicted the 95% established by Allen and Coggan [16] and supported others [23–25]. Contrary, recent studies [26–28] pointed that the well-accepted rule of subtracting 5% from the FTP₂₀ MPO is not a "one-size-fits-all" accurate method for FTP₆₀ estimation as it may differ depending on the athlete's level of performance. Our findings support this statement as an overestimating trend would affect our non-elite athletes when 95% of the FTP₂₀ is applied. Furthermore, Valenzuela et al. [24] tested two different cyclist groups (i.e., trained and recreational) and claimed that lower fitness status could result in FTP₆₀ overestimation as only the trained group matched the 95% adjustment for FTP₂₀. Moreover, MacInnis described an ICF% of 90% for FTP₂₀ in 8 well-trained cyclists [39], whereas Lillo-Bevia tested 11 trained cyclist and triathletes finding an ICF% of 91% [27]. It should be considered that the aforementioned studies did not match the 95% adjustment [26–28] followed by a modified warm-up protocol (i.e., ≤ 15 min at self-selected pace), whereas those that reported a 95% correction between test [23–25] strictly followed the warm-up protocol originally proposed by Allen and Coggan [16] (50 min, including three 1-min accelerations and a 5-min all-out effort). Therefore, it was hypothesized that the type of warm-up selected

may explain the differences between studies [25]. As a 50-min warm-up protocol would jeopardize running performance, and the final purpose of a simplified TT is to reduce the duration and fatigue induced by the testing protocol itself, a modified warm-up protocol was adopted [28] seeking for a more practical approach.

The average MPO obtained in our FTP₂₀ (326.9 ± 26.97 W) and the normalized MPO (4.58 ± 0.15 W/kg) are similar to those found in previous studies [13,15]. Of note, the recording time in these studies lasted two and three min, respectively. Thus, the minor mean differences found might be attributed to the fatigue induced along the 20-min test.

4.4. FTP₃₀

A strong association was found between FTP₃₀ and FTP₆₀ with substantial to very large confidence interval for relative and absolute values. Our results also identify an ICF% of ~96%, an MPO of 320.63 ± 25.51 W and a normalized MPO of 4.47 ± 0.15 W/kg. Previous studies [13,15] evaluated absolute MPO and normalized MPO at similar velocities (~16 km/h) showing similar results for same-level trained runners. Unfortunately, to our knowledge there are no previous studies assessing the relationship between both tests. It is worth mentioning that many studies conducted several constant-velocity 30-min TTs as a valid method to determine MLSS [27], nevertheless, it is hard to establish a comparison because in these TTs the participants were not encouraged to cover the longest distance they could but to keep a previously fixed PO. Despite this, our results showed to be consistent and allow an accurate prediction of FTP₆₀. However, as the results found little differences between FTP₂₀ and FTP₃₀ for their correlation with FTP₆₀ (ICCs = 0.839 and 0.899, respectively), it would be advisable to opt for the shortest one to reduce both time needed and stress caused in the athletes.

Although the use of IMU technology for estimating running power is quite recent, its rapid development might be a promising step forward in the field of exercise physiology. Added to heart rate monitors and GPS technology, real-time power output data could help for a better understanding of the cardio-respiratory and skeletal muscle responses to different intensity runs. In order to effectively monitor the physical impact of running through portable running power meters, an accurate determination of the main physiological boundaries is mandatory. Whereas previous works validated the use of power meters in cycling for FTP assessment [22,41], analogous evidence for running devices is lacking. Despite up to date no studies have investigated the concurrent validity of running power meters, Olaya et al. [42] found an almost perfect association between PO (measured with Stryd™ system) and pace data (measured via GPS technology) in their comparison of five methods to determine the FTP during level running. Additionally, in a recent review on sensors for running power [11] it has been stated that the Stryd foot pod has the highest repeatability and agreement with metabolic power among all commercially available portable running power devices. In this context, a broader framework related with the validity and applicability of Stryd™ system is becoming of relevance.

Despite the findings reported here, there are some limitations to consider. First, blood lactate concentration during the tests was not directly assessed. Additionally, the MPO corresponding to the MLSS (i.e., the FTP) was not validated through other calculation methods, assuming that the time-to-exhaustion at their MLSS intensity should be approximately 60 min for a homogenous sample of trained athletes [19]. However, constant-duration time trials were conducted as they have proven to be more reliable than time-to-exhaustion protocols [43]. Additionally, we assessed RPE and HR during all tests in order to control performance intensity. Despite lower mean values for RPE during the 30-min trial, the physiological and perceptual responses to simplified TTs confirmed an intensity above MLSS, whereas most of the FTP₆₀ was performed at an intensity equal to or slightly above MLSS. Maximal RPE of every test was ≥ 18 , and HR peak differ $\leq 5\%$ between tests. Regarding data generalization, only male trained runners participated in the study, preventing the possible sex differences analysis. The sample size was selected by convenience. Nevertheless, a post hoc analysis of the achieved power for this sample was conducted (G*Power

software vs. 3.1) revealing a moderate to high power (~0.6). Ultimately, although all participants were familiar with its use, the entire experimental protocol was conducted on a motorised treadmill. Thus, the accuracy of the ICF% could be reduced when applied in field-based conditions. Notwithstanding these limitations, the current study highlights that the 10-, 20-, and 30-min TTs are valid for the estimation of FTP₆₀ in trained endurance runners fitting FTP₂₀ and FTP₃₀ better for this purpose than FTP₁₀.

5. Conclusions

The results obtained here showed that the three simplified TTs (i.e., FTP₁₀, FTP₂₀ and FTP₃₀) can provide good estimations of MPO and normalized MPO achieved during a 60-min submaximal TT (i.e., FTP₆₀). Moreover, as FTP₁₀ showed a lower correlation, and FTP₂₀ and FTP₃₀ exhibited similar results, the FTP₂₀ would be the preferred simplified TT to assess FTP₆₀ in endurance runners, as it is less prone to fatigue. Additionally, an ICF% of ~94% for the FTP₂₀ was found to be more compliant with FTP₆₀ in recreationally trained runners than the well-accepted 95%.

FTP is an essential parameter in prominent commercially available software such as TrainingPeaks for both determining training intensity (i.e., intensity factor) and monitoring training load (i.e., training stress score). Moreover, the ICF% revealed for each test (~90% for FTP₁₀, ~94% for FTP₂₀ and ~96% for FTP₃₀) may lead practitioners to an accurate evaluation of FTP through less fatiguing, more easily reproducible tests. However, the predictive value of the simplified TTs reported here might differ between laboratory and on-field conditions.

Future research should focus on the on-field repeatability of the algorithms reported hereabouts in order to incorporate them to the endurance runners' performance assessment. Once validated it might lead coaches and athletes' decisions for training and racing, as it happens before with cycling. Additionally, shorter TT may be also included for a better understanding of the individual aerobic-anaerobic profile of the athletes. Finally, the response of female athletes as well as different levels of performance runners should be evaluated, for a better adjustment of the aforementioned algorithms.

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

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Ethics Committee of Universidad San Jorge (protocol code: 009-18/19, date of approval: 06 March 2019).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to authors preferences.

Acknowledgments: The authors would like to thank to all the participants.

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

References

1. Mujika, I. Quantification of Training and Competition Loads in Endurance Sports: Methods and Applications. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12* (Suppl. 2), S29–S217. [[CrossRef](#)]
2. Borresen, J.; Lambert, M.I. The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports Med.* **2009**, *39*, 779–795. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

3. Sanders, D.; Myers, T.; Akubat, I. Training-Intensity Distribution in Road Cyclists: Objective Versus Subjective Measures. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 1232–1237. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Passfield, L.; Hopker, J.G.; Jobson, S.; Friel, D.; Zabala, M. Knowledge is power: Issues of measuring training and performance in cycling. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 1426–1434. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Kram, R.; Griffin, T.M.; Donelan, J.M.; Chang, Y.H. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *J. Appl. Physiol.* **1998**, *85*, 764–769. [[CrossRef](#)]
6. Norris, M.; Anderson, R.; Kenny, I.C. Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P-J. Sports Eng. Technol.* **2014**, *228*, 3–15. [[CrossRef](#)]
7. Jenny, D.F.; Jenny, P. On the mechanical power output required for human running—Insight from an analytical model. *J. Biomech.* **2020**, *110*, 109948. [[CrossRef](#)]
8. Blickhan, R. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* **1989**, *22*, 1217–1227. [[CrossRef](#)]
9. Cerezuela-Espejo, V.; Hernández-Belmonte, A.; Courel-Ibáñez, J.; Conesa-Ros, E.; Martínez-Cava, A.; Pallarés, J.G. Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiol. Behav.* **2020**, *223*, 112972. [[CrossRef](#)]
10. Cerezuela-Espejo, V.; Hernandez-Belmonte, A.; Courel-Ibanez, J.; Conesa-Ros, E.; Mora-Rodriguez, R.; Pallares, J.G. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *Eur. J. Sport Sci.* **2020**, 1–10. [[CrossRef](#)]
11. Jaén-Carrillo, D.; Roche-Seruendo, L.E.; Cartón-Llorente, A.; Ramírez-Campillo, R.; García-Pinillos, F. Mechanical Power in Endurance Running: A Scoping Review on Sensors for Power Output Estimation during Running. *Sensors* **2020**, *20*, 6482. [[CrossRef](#)]
12. García-Pinillos, F.; Soto-Hermoso, V.M.; Latorre-Román, P.; Párraga-Montilla, J.A.; Roche-Seruendo, L.E. How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals? *Int. J. Sports Med.* **2019**, *40*, 609–613. [[CrossRef](#)]
13. García-Pinillos, F.; Latorre-Román, P.; Roche-Seruendo, L.E.; García-Ramos, A. Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd™ power meter. *Gait Posture* **2019**, *68*, 238–243. [[CrossRef](#)]
14. Austin, C.L.; Hokanson, J.F.; McGinnis, P.M.; Patrick, S. The Relationship between Running Power and Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Sports* **2018**, *6*, 142. [[CrossRef](#)]
15. Aubry, R.L.; Power, G.A.; Burr, J.F. An Assessment of Running Power as a Training Metric for Elite and Recreational Runners. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, *32*, 2258–2264. [[CrossRef](#)]
16. Allen, H.; Coggan, A. *Training and Racing with a Power Meter*, 2nd ed.; Velopress: Boulder, CO, USA, 2006.
17. Coyle, E.F.; Coggan, A.R.; Hopper, M.K.; Walters, T.J. Determinants of endurance in well-trained cyclists. *J. Appl. Physiol.* **1988**, *64*, 2622–2630. [[CrossRef](#)]
18. McGrath, E.; Mahony, N.; Fleming, N.; Donne, B. Is the FTP Test a Reliable, Reproducible and Functional Assessment Tool in Highly-Trained Athletes? *Int. J. Exerc. Sci.* **2019**, *12*, 1334–1345.
19. Lajoie, C.; Laurencelle, L.; Trudeau, F. Physiological responses to cycling for 60 minutes at maximal lactate steady state. *Can. J. Appl. Physiol.* **2000**, *25*, 250–261. [[CrossRef](#)]
20. Faude, O.; Kindermann, W.; Meyer, T. Lactate threshold concepts: How valid are they? *Sports Med.* **2009**, *39*, 469–490. [[CrossRef](#)]
21. Cerezuela-Espejo, V.; Courel-Ibáñez, J.; Morán-Navarro, R.; Martínez-Cava, A.; Pallarés, J.G. The Relationship Between Lactate and Ventilatory Thresholds in Runners: Validity and Reliability of Exercise Test Performance Parameters. *Front. Physiol.* **2018**, *9*, 1320. [[CrossRef](#)]
22. Sanders, D.; Taylor, R.J.; Myers, T.; Akubat, I. A field-based cycling test to assess predictors of endurance performance and establishing training zones. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 3482–3488. [[CrossRef](#)]
23. Borszcz, F.K.; Tramontin, A.F.; Bossi, A.H.; Carminatti, L.J.; Costa, V.P. Functional Threshold Power in Cyclists: Validity of the Concept and Physiological Responses. *Int. J. Sports Med.* **2018**, *39*, 737–742.
24. Valenzuela, P.L.; Morales, J.S.; Foster, C.; Lucia, A.; de la Villa, P. Is the Functional Threshold Power a Valid Surrogate of the Lactate Threshold? *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2018**, *13*, 1293–1298. [[CrossRef](#)]
25. Klitzke Borszcz, F.; Tramontin, A.F.; Costa, V.P. Reliability of the Functional Threshold Power in Competitive Cyclists. *Int. J. Sports Med.* **2020**, *41*, 175–181. [[CrossRef](#)]
26. Jeffries, O.; Simmons, R.; Patterson, S.D.; Waldron, M. Functional Threshold Power Is Not Equivalent to Lactate Parameters in Trained Cyclists. *J. Strength Cond. Res.* **2019**. [[CrossRef](#)]
27. Lillo-Bevía, J.R.; Courel-Ibáñez, J.; Cerezuela-Espejo, V.; Morán-Navarro, R.; Martínez-Cava, A.; Pallarés, J.G. Is the Functional Threshold Power a Valid Metric to Estimate the Maximal Lactate Steady State in Cyclists? *J. Strength Cond. Res.* **2019**. [[CrossRef](#)]
28. Inglis, E.C.; Iannetta, D.; Passfield, L.; Murias, J.M. Maximal Lactate Steady State Versus the 20-Minute Functional Threshold Power Test in Well-Trained Individuals: “Watts” the Big Deal? *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2019**, *1*, 1–7. [[CrossRef](#)]
29. Capostagno, B.; Lambert, M.I.; Lamberts, R.P. A Systematic Review of Submaximal Cycle Tests to Predict, Monitor, and Optimize Cycling Performance. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 707–714. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Fontana, P.; Boutellier, U.; Knöpfler-Lenzin, C. Time to exhaustion at maximal lactate steady state is similar for cycling and running in moderately trained subjects. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2009**, *107*, 187–192. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Borg, G. *Borg’s Perceived Exertion and Pain Scales*; Human Kinetics Pub Inc.: Champaign, IL, USA, 1998.
32. Schieb, D. Kinematic Accommodation of Novice Treadmill Runners. *Res. Q. Exerc. Sport* **1986**, *57*, 1–7. [[CrossRef](#)]

33. Garcia-Pinillos, F.; Latorre-Roman, P.A.; Ramirez-Campillo, R.; Parraga-Montilla, J.A.; Roche-Seruendo, L.E. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait Posture* **2019**, *68*, 72–77. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Navalta, J.W.; Montes, J.; Bodell, N.G.; Aguilar, C.D.; Radzak, K.; Manning, J.W.; DeBeliso, M. Reliability of Trail Walking and Running Tasks Using the Stryd Power Meter. *Int. J. Sports Med.* **2019**, *40*, 498–502. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–13. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [[CrossRef](#)]
37. Landis, J.R.; Koch, G.G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* **1977**, *33*, 159–174. [[CrossRef](#)]
38. Nimmerichter, A.; Williams, C.; Bachl, N.; Eston, R. Evaluation of a field test to assess performance in elite cyclists. *Int. J. Sports Med.* **2010**, *31*, 160–166. [[CrossRef](#)]
39. MacInnis, M.J.; Thomas, A.C.Q.; Phillips, S.M. The Reliability of 4-min and 20-min Time Trials and Their Relationships to Functional Threshold Power in Trained Cyclists. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2018**, *14*, 38–45. [[CrossRef](#)]
40. Gastin, P.B. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Med.* **2001**, *31*, 725–741. [[CrossRef](#)]
41. Morgan, P.T.; Black, M.I.; Bailey, S.J.; Jones, A.M.; Vanhatalo, A. Road cycle TT performance: Relationship to the power-duration model and association with FTP. *J. Sports Sci.* **2019**, *37*, 902–910. [[CrossRef](#)]
42. Olaya Cuartero, J.; Pérez, S.; Ferriz-Valero, A.; Cejuela, R. A comparison between different tests for functional threshold power determination in running. *J. Phys. Educ. Hum. Mov.* **2019**, *1*, 4–15.
43. Currell, K.; Jeukendrup, A.E. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Med.* **2008**, *38*, 297–316. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Estudio 4. The acute effects of a 60-min time trial on power-related parameters in trained endurance runners.

Antonio Cartón-Llorente, Luis E. Roche-Seruendo, Alberto Rubio-Peirotn, Elena Pardos-Mainar, Diego Jaén-Carrillo, Felipe García-Pinillos

Submitted to Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports

Manuscript ID: SJMSS-O-619-21

5 DISCUSIÓN

A lo largo de la presente tesis doctoral se proporciona una evaluación crítica de la literatura científica existente sobre la cuantificación de la potencia en carrera de resistencia, así como los diferentes dispositivos actualmente accesibles para su estimación. Pese a que algunos estudios evaluaron la potencia de carrera en relación con los parámetros fisiológicos y la relación potencia-duración a varias intensidades de carrera, no se encontraron estudios sobre la validez concurrente de los dispositivos portátiles para la estimación de la potencia en carrera, y los estudios sobre su fiabilidad son escasos. En esta dirección, el actual trabajo presenta la fiabilidad absoluta de dos de los sensores portátiles de potencia de carrera disponibles comercialmente (i.e., Stryd y RunScribe), así como el alto grado de concordancia del dato de potencia de ambos dispositivos. Además, se muestra la capacidad de tres protocolos simplificados para el cálculo del umbral funcional de potencia en corredores de fondo entrenados, aportando el factor de corrección para cada uno de los test estudiados. Finalmente, se evalúa la respuesta de la potencia de salida, así como de otras métricas de carrera relacionadas con la potencia (i.e., potencia de forma y efectividad de carrera) ante la fatiga inducida por un protocolo casi máximo de carrera sobre tapiz rodante de 1 hora. En cada uno de los estudios que componen el presente trabajo se desarrolla una discusión en profundidad sobre los aspectos anteriormente citados.

Existe cierto grado de controversia en relación con la estimación de la potencia en carrera a través de los sistemas portátiles. El principal factor que la alimenta es la dificultad para cuantificar la energía devuelta por los tendones para ayudar a la propulsión del cuerpo. Esta contribución está exenta de consumo energético (VO_2) y puede suponer hasta el 50% de la potencia necesaria para cada paso, haciendo que incluso las mejores estimaciones de potencia no se ajusten al esfuerzo requerido ¹. Además, mientras que en ciclismo la relación entre la potencia mecánica y metabólica se mantiene constante independientemente de las condiciones externas, se sabe que en carrera no sucede lo mismo ^{1,2}.

Algunas revisiones han estudiado la relación entre la potencia y el tiempo hasta el agotamiento ³⁻⁵ señalando que, teóricamente, existe una potencia que puede ser mantenida de forma prolongada en condiciones estables durante aproximadamente 30 minutos (PC) y que la relación entre la potencia y el tiempo hasta el agotamiento describe una hipérbola

⁶. Jones y Vanhatalo determinaron que dentro de un rango de varias intensidades de ejercicio (e.g., carrera de resistencia), esta relación hiperbólica proporciona un conocimiento fundamental para comprender las bases fisiológicas del desarrollo de la fatiga, lo que puede resultar de gran utilidad para monitorizar tanto el entrenamiento como el rendimiento atlético ⁵. Adicionalmente, la potencia ha demostrado que se estabiliza antes y se ajusta más rápido a los cambios súbitos de intensidad que la FC y el VO₂ ^{7, 8}. Y también ha mostrado una relación lineal con la velocidad ⁹, que permite realizar estimaciones de potencia precisas para un amplio rango de velocidades y mantener actualizada de manera sencilla (mediante el método de dos puntos) dicha relación.

Los actuales sensores de potencia portátiles han mostrado una estrecha asociación con los modelos matemáticos de cálculo de potencia ¹⁰ y resultan más prácticos que éstos para evaluar el rendimiento regularmente, sin embargo, son necesarias más investigaciones acerca de cómo afecta la inclinación, el viento o la fatiga a la estimación de la potencia en carrera. Aumentar la evidencia sobre la fiabilidad y la validez de los medidores de potencia en carrera contribuiría a llenar este espacio y desarrollar el enorme potencial de dichos sistemas.

En línea con lo anteriormente expuesto, un hallazgo relevante del presente trabajo fue que dos de los sistemas más utilizados en la actualidad (i.e., Stryd™ y RunScribe™) proporcionaron datos de potencia con una buena fiabilidad absoluta, es decir, ambos mostraron un coeficiente de variación (CV) inferior al 3% y un error estándar de la media (SEM) menor de 3 W. En particular, el sistema Stryd se mostró especialmente fiable, con un CV entre 0,03 y 0,6% y un SEM de $0,3 \pm 0,2$ W.

Estos resultados parecen estar respaldados por un estudio reciente de Cerezuela et al ¹¹, donde también se encontró que el sistema Stryd™ resulta más fiable (entre días) que el sistema RunScribe™. Sin embargo, la alta variabilidad encontrada para RunScribe™ en el mencionado estudio no coincidió con nuestros resultados (CV entre 0.1-3.2% y SEM de 2.6 ± 2.5 W), probablemente debido a que la comparación del estudio de Cerezuela et al ¹¹ se realizó entre diferentes condiciones (i.e., cinta de correr y pista de atletismo).

Además, en una revisión sobre los principales sensores de potencia de carrera disponibles comercialmente ¹², se concluyó que el podómetro Stryd™ tiene la mayor concordancia con la potencia metabólica (VO₂) entre todos los dispositivos de potencia de carrera portátiles disponibles comercialmente (n=5). En este sentido, el sistema

Stryd™ parece estar cobrando ventaja entre los medidores de potencia portátiles debido a sus resultados en cuanto a su fiabilidad, validez y aplicabilidad.

Por otro lado, nuestros resultados de fiabilidad absoluta para ambos dispositivos se encuentran en línea con varios estudios previos¹³⁻¹⁵ que evaluaron la fiabilidad de medidores de potencia de ciclismo análogos^{13, 14}, como el sistema Garmin vector (CV entre 1-3.05% y SEM $\sim 1 \pm 5$ W), o el sistema PowerTap Hub¹⁵ (CV 1.7-2.7% y SEM 2.9 ± 3.3 W). Conocer la fiabilidad de los novedosos sistemas portátiles de medición de potencia de carrera es un tema capital para poder distinguir si las diferencias entre mediciones se deben a meros errores sistemáticos de medición o, por el contrario, pueden interpretarse como verdaderos cambios en la biomecánica del gesto. El actual trabajo señala valores de fiabilidad absoluta para los sistemas Stryd™ y RunScribe™ muy similares a los encontrados para los mejores potenciómetros de ciclismo, destacando su confiabilidad para evaluar la producción de potencia de carrera en una cinta de correr a una velocidad cómoda.

Con respecto al análisis comparativo entre los sistemas Stryd™ y RunScribe™ para la evaluación de la potencia, ambos demostraron una asociación casi perfecta ($r = 0.855$) entre sus datos. Además, no se encontró heterocedasticidad de error ($r^2 = 0.030$) por lo que la concurrencia entre ambos sistemas mostró ser fuerte. A pesar de estos resultados, los límites de concordancia encontrados entre dispositivos fueron amplios y se detectó un gran error aleatorio (26,55 W), por lo que no se recomienda su uso indistinto debido a la inconsistencia encontrada entre los sistemas.

Un estudio previo¹⁶ en relación con los parámetros espaciotemporales de la carrera (de los que depende directamente el cálculo de potencia que hacen los dispositivos estudiados en nuestro trabajo) demostró que los intervalos de registro más largos producían errores sistemáticos más pequeños. Por lo tanto, es de esperar que con periodos más largos de medición mejoren los niveles de acuerdo también para los datos de potencia.

Sin embargo, en el trabajo mencionado anteriormente¹⁶ se afirma que la variabilidad en los parámetros espaciotemporales de la carrera se puede calcular con buena precisión dentro de 25-30 pasos (i.e., unos 10 segundos aproximadamente), por lo que los intervalos de 1 minuto incluidos en nuestro trabajo deberían ajustarse al propósito del estudio.

Aunque el uso de la tecnología IMU para estimar la potencia de carrera es bastante reciente, su rápido desarrollo podría ser un prometedor paso adelante en los ámbitos del entrenamiento y la fisiología del ejercicio. Añadidos a los monitores de frecuencia cardíaca y los GPS, los datos de potencia de salida en tiempo real podrían ayudar a comprender mejor las respuestas del organismo a carreras de diferente intensidad. Para monitorizar de manera efectiva el impacto físico de correr a través de medidores de potencia, es obligatorio determinar de forma precisa la potencia que se corresponde con los principales umbrales fisiológicos.

Estudios previos han validado el uso de medidores de potencia en ciclismo para la determinación del FTP^{17, 18}, sin embargo, se carece de evidencia análoga para los dispositivos de carrera. Hasta la fecha, sólo un estudio¹⁹ ha investigado la validez concurrente del sistema StrydTM frente a la potencia calculada a través de plataformas de fuerza situadas sobre una pista de atletismo. En dicho trabajo, Imbach et al encontraron una alta correlación entre ambas medidas de potencia ($r^2=0.88$), aunque el sistema Stryd infravaloró la potencia externa en comparación con la potencia calculada a través de plataformas de fuerza, siguiendo el modelo de sumación de la energía externa (EESA).

En otro estudio reciente, que comparó⁵ métodos para determinar el FTP de carrera en terreno llano, Olaya et al²⁰ encontraron una asociación casi perfecta entre la potencia medida con el sistema StrydTM y los datos de ritmo de carrera medidos a través de la tecnología GPS.

Con el objetivo de probar diversos test de cálculo del FTP para la carrera a pie, la actual tesis doctoral buscó analizar el nivel de acuerdo entre el FTP de 60 min y tres pruebas más cortas, para corredores de fondo entrenados. El principal hallazgo fue que todas las pruebas de FTP simplificadas analizadas (i.e., FTP₁₀, FTP₂₀ y FTP₃₀) mostraron una asociación significativa ($p<0,001$) con el FTP₆₀, tanto para la potencia de salida (MPO) como para la normalizada por el peso del atleta (nMPO). En este punto cabe destacar que los test más largos, es decir, el FTP₂₀ ($r = 0,949$; $r = 0,868$; para MPO y nMPO, respectivamente) y el FTP₃₀ ($r = 0,946$; $r = 0,859$), mostraron mejores correlaciones que el FTP₁₀ ($r = 0,916$; $r = 0,720$) en relación con el FTP calculado.

Adicionalmente, se calculó el ICF% para cada test simplificado con el objetivo de acercar su aplicación al día a día de entrenadores y deportistas. Los factores de corrección porcentuales para la MPO fueron de 89,6% para el FTP₁₀, 93,6% para el FTP₂₀ y 95,5%

para e FTP₃₀, resultando muy similares cuando se expresaron en relación con la potencia normalizada (89,8%, 93,7%, 95,6%, para el FTP₁₀, FTP₂₀ y FTP₃₀, respectivamente).

A fin de comparar los resultados obtenidos en el presente estudio con el conocimiento disponible en la literatura científica, y ante la falta de estudios previos basados en el FTP de carrera a pie, se encontró un trabajo anterior²¹ que estableció la nMPO correspondiente al LT de un grupo de corredores entrenados en $4,4 \pm 0,5 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$. Adicionalmente, otro estudio sobre la relación entre los umbrales ventilatorios y de lactato²², encontró una MPO de $285.2 \pm 25.6 \text{ W}$ entre 22 corredores entrenados (a una velocidad de 15 km/h). Ambos resultados se encuentran en la línea de los obtenidos en el presente trabajo (MPO = $306,15 \pm 25,33 \text{ W}$, nMPO = $4,29 \pm 0,13 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$, a una velocidad promedio de $15,12 \pm 0,56 \text{ km/h}$), poniendo en valor la metodología empleada.

Adicionalmente, en relación con el dato de potencia media normalizada por el peso encontrado en nuestro estudio sobre el FTP, cabe destacar que el valor promedio encontrado de $4,29 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ se considera como excelente en ciclismo²³, por lo que nuestros resultados parecen estar respaldados por estudios previos para este nivel de atletas de resistencia.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos para los 3 test simplificados de cálculo del FTP, el FTP₂₀ parece el más recomendable entre los estudiados ya que su correlación el FTP calculado mejora los resultados del FTP₁₀, e iguala los del FTP₃₀, siendo menos costoso en el tiempo que este último.

Sin embargo, el ICF% encontrado en nuestro estudio fue de 93,6%, mostrando cierto desajuste con el 95% propuesto originariamente por Allen y Coggan²³ y reforzado posteriormente por otros autores²⁴⁻²⁶.

Por el contrario, algunos estudios recientes^{21, 27, 28} señalan que la regla bien aceptada de restar el 5% de la potencia promedio del FTP₂₀ no es un método preciso que encaje en todos los atletas para la estimación de FTP, ya que éste puede diferir según el nivel de entrenamiento. Nuestros hallazgos respaldan esta afirmación, ya que una tendencia de sobreestimación afectaría a nuestros atletas, que no son de élite, cuando se aplica el 95% del FTP₂₀.

En este sentido, Valenzuela et al²⁵ probaron con dos grupos de ciclistas de diferente nivel (entrenados y recreativos) y afirmaron que un estado físico más bajo podría resultar

en una sobreestimación del FTP, ya que solo el grupo entrenado coincidió con el ajuste del 95% para FTP₂₀. En la misma línea, MacInnis describió un ICF% del 90% para el FTP₂₀ en 8 ciclistas bien entrenados²⁹, mientras que Lillo-Bevia encontró un ICF% del 91% evaluando a 11 ciclistas y triatletas entrenados²⁸.

Sin embargo, debe considerarse que los estudios que no coincidieron con el ajuste del 95%^{21,27,28} no siguieron el protocolo de calentamiento propuesto por Allen y Coggan²³ (50 min, incluidas tres aceleraciones de 1 min y un esfuerzo máximo de 5 min). Por lo tanto, el tipo de calentamiento seleccionado podría explicar las diferencias entre los estudios²⁶.

Aunque los datos potencia de salida y potencia normalizada encontrados en el presente estudio se encuentran en la misma línea de estudios previos para el test de FTP₂₀^{29,30}, otros métodos de menor duración han sido propuestos para el cálculo del FTP^{18,29-31}. Sin embargo, en aquellos estudios que incluyeron varios protocolos de cálculo^{29,30} también se encontraron diferencias más amplias entre el MLSS y el FTP con los test de menor duración. Estas discrepancias podrían explicarse parcialmente por las diferencias en el perfil metabólico de los atletas, ya que es la potencia promedio de los test de menor duración se obtendrá con una mayor participación del metabolismo anaeróbico³².

Como ya se mencionó anteriormente en la sección de introducción, los mecanismos fisiológicos de la fatiga dependen de la intensidad y la duración del esfuerzo. Así, Burnley y Jones³³ identificaron como moderadas a aquellas intensidades que se encuentran por debajo del LT. En esta zona de intensidad (o de potencia, en el caso que nos ocupa), la fatiga parece poder retardarse hasta más de 3 horas y su origen se sitúa en el sistema nervioso central.

En el extremo contrario del espectro se encuentran las potencias por encima de la PC o severas, que sólo son tolerables hasta los 40 minutos, y en las que la aparición de la fatiga parece estar mediada por el acúmulo de metabolitos a nivel sanguíneo y muscular (i.e., fatiga periférica). En el medio de ambos dominios se sitúan las potencias fuertes, entre las que se encontraría un protocolo casi máximo de carrera de 60 minutos como el que se incluyó en el presente trabajo, con el objetivo de evaluar la capacidad de los corredores de fondo entrenados para mantener estables sus valores de potencia de salida, potencia de forma y efectividad de carrera.

A pesar de que los altos niveles de agotamiento registrados durante la prueba ($FC_{pico} = 176,52$ ppm; $RPE = 19,24$), los corredores de fondo entrenados se mostraron capaces de mantener la potencia, la potencia de forma y la efectividad de carrera estable a lo largo del protocolo de 1 hora.

Estos resultados parecen seguir la línea de varios trabajos previos³⁴⁻³⁷ en los que se identificó una estrategia de autorregulación en los corredores entrenados que les permite completar carreras de larga duración sin deterioros significativos en el rendimiento. En particular, Roelands et al³⁶ atribuyeron esta capacidad de regulación del ritmo a un mecanismo de teleanticipación bien desarrollado, es decir, una interacción entre los sistemas internos de feedforward y feedback que les permite regular la tasa de producción de energía y distribuir mejor los recursos energéticos a lo largo de la carrera.

Por el contrario, varios estudios encontraron diferencias en el coste energético de correr debido a la fatiga³⁷⁻⁴⁰, por lo que la expectativa inicial del presente trabajo fue encontrar disminuciones análogas en la EC a medida que se acercaba el final de la prueba.

En concreto, Hunter y Smith³⁷ evaluaron el coste energético de carrera de 16 atletas entrenados durante una carrera a velocidad constante de 1 hora (es decir, una condición similar pero no igual a nuestro estudio, ya que en el presente trabajo se permitieron pequeños ajustes de la velocidad a lo largo del protocolo), encontrando un incremento general de $\sim 3\%$ en los últimos minutos de la carrera. Cabe destacar, sin embargo, que los autores describieron diferencias considerables en la respuesta a la fatiga de sus atletas, lo que sugiere que el efecto de la fatiga en la economía de la carrera podría ser específico de cada sujeto.

En la misma dirección, Lacour y Bourdin³⁹ en un trabajo anterior, señalaron que se podría encontrar una variación del 20% del coste energético de carrera entre los corredores dependiendo de sus dimensiones corporales y su nivel de rendimiento. Por este motivo, los resultados mostrados en el presente estudio podrían no ser generalizables para atletas de diferentes niveles de entrenamiento.

Por último, con el propósito de comparar las métricas de potencia en carrera sin fatiga con la condición fatigada, dos periodos de 3 minutos a velocidad de carrera cómoda para esos atletas (12 km / h), fueron incluidos en el análisis.

Los resultados mostraron una ligera reducción en la FP ($p < 0.001$; $ES = 0.302$) y una leve mejoría en la EC ($p = 0.046$; $ES = 0.204$) en condiciones de fatiga, mientras que la MPO permaneció constante ($p = 0.053$). No obstante, se podría sugerir que los tamaños de los efectos triviales obtenidos para estas variables relacionadas con la potencia confirman la capacidad bien desarrollada de los atletas de resistencia entrenados para mantener estable su efectividad mecánica después de una carrera de gran intensidad.

De hecho, la diferencia en FP representa una reducción de menos del -1% de la potencia total producida, pasando de ~31% de MPO en condiciones no fatigadas a ~30% después del protocolo de 1 hora. Es posible que la imposibilidad de adaptar la velocidad durante los 3 minutos de carrera diese lugar a la aparición de ligeros cambios en las variables relacionadas con la potencia. En caso contrario, la reducción de la potencia necesaria para contrarrestar la gravedad verticalmente (i.e., menor FP), implicaría que un mayor porcentaje de la MPO se podría emplear para mover el cuerpo hacia adelante, haciendo que correr bajo fatiga fuese más efectivo. Sin embargo, los minúsculos tamaños del efecto encontrados sugieren que quizá una carrera de 3 minutos a 12 km/h no sea un objetivo lo suficientemente desafiante para los corredores entrenados, incluso después de una submáxima de 1 hora, por lo que las diferencias observadas en el análisis pre-post deberían interpretarse con cautela.

A pesar de la consistencia en los parámetros relacionados con la potencia observada en el trabajo actual, estudios previos^{37, 41, 42} encontraron diferencias debidas a la fatiga en otras variables cinemáticas y cinéticas (e.g., rigidez de la pierna, variabilidad de paso, ángulos de cadera y rodilla) que podrían estar conectadas con las métricas de potencia. Sin embargo, Winter et al⁴³ abordan esta discordancia en su revisión sistemática, señalando que ante la falta de consenso se necesitan más estudios para determinar la relación entre la fatiga y las métricas de carrera, subrayando el interés del trabajo presentado en esta tesis doctoral.

Referencias

1. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*. 1964;19:249-56.
2. Driss T, Vandewalle H. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *BioMed research international*. 2013;2013:589361.
3. Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, et al. Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1997;37(2):89-102.
4. Scherrer J, Samson M, Paleologue A. Etude du travail musculaire et de la fatigue. 1. Données ergométriques obtenues chez l'homme. *Journal de Physiologie*. 1954;46(4):887-916.
5. Jones AM, Vanhatalo A. The 'critical power' concept: applications to sports performance with a focus on intermittent high-intensity exercise. *Sports medicine*. 2017;47(1):65-78.
6. Burnley M, Jones AM. Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *European journal of sport science*. 2018;18(1):1-12.
7. Garcia-Pinillos F, Soto-Hermoso VM, Latorre-Roman PA, et al. How Does Power During Running Change when Measured at Different Time Intervals? *International journal of sports medicine*. 2019;40(9):609-13.
8. Robinson DM, Robinson SM, Hume PA, et al. Training intensity of elite male distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 1991;23(9):1078-82.
9. García-Pinillos F, Latorre-Román P, Roche-Seruendo LE, et al. Prediction of power output at different running velocities through the two-point method with the Stryd™ power meter. *Gait & posture*. 2019;68:238-43.
10. Cerezuela-Espejo V, Hernández-Belmonte A, Courel-Ibáñez J, et al. Running power meters and theoretical models based on laws of physics: Effects of environments and running conditions. *Physiology & behavior*. 2020;223:112972.

11. Cerezuela-Espejo V, Hernandez-Belmonte A, Courel-Ibanez J, et al. Are we ready to measure running power? Repeatability and concurrent validity of five commercial technologies. *European journal of sport science*. 2020;1-10.
12. Jaén-Carrillo D, Roche-Seruendo LE, Cartón-Llorente A, et al. Mechanical Power in Endurance Running: A Scoping Review on Sensors for Power Output Estimation during Running. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2020;20(22).
13. Bouillod A, Pinot J, Soto-Romero G, et al. Validity, Sensitivity, Reproducibility, and Robustness of the PowerTap, Stages, and Garmin Vector Power Meters in Comparison With the SRM Device. *International journal of sports physiology and performance*. 2017;12(8):1023-30.
14. Nimmerichter A, Schnitzer L, Prinz B, et al. Validity and Reliability of the Garmin Vector Power Meter in Laboratory and Field Cycling. *International journal of sports medicine*. 2017;38(6):439-46.
15. Bertucci W, Duc S, Villerius V, et al. Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. *International journal of sports medicine*. 2005;26(10):868-73.
16. Garcia-Pinillos F, Latorre-Roman PA, Ramirez-Campillo R, et al. Minimum time required for assessing step variability during running at submaximal velocities. *Journal of biomechanics*. 2018;80:186-95.
17. Morgan PT, Black MI, Bailey SJ, et al. Road cycle TT performance: Relationship to the power-duration model and association with FTP. *Journal of sports sciences*. 2019;37(8):902-10.
18. Sanders D, Taylor RJ, Myers T, et al. A field-based cycling test to assess predictors of endurance performance and establishing training zones. *Journal of strength and conditioning research*. 2017.
19. Imbach F, Candau R, Chailan R, et al. Validity of the Stryd Power Meter in Measuring Running Parameters at Submaximal Speeds. 2020;8(7):103.
20. Olaya Cuartero J, Pérez S, Ferriz-Valero A, et al. A comparison between different tests for Functional Threshold Power determination in running. 2019.

21. Inglis EC, Iannetta D, Passfield L, et al. Maximal Lactate Steady State Versus the 20-Minute Functional Threshold Power Test in Well-Trained Individuals: "Watts" the Big Deal? *International journal of sports physiology and performance*. 2019;1-7.
22. Cerezuela-Espejo V, Courel-Ibáñez J, Morán-Navarro R, et al. The Relationship Between Lactate and Ventilatory Thresholds in Runners: Validity and Reliability of Exercise Test Performance Parameters. *Frontiers in physiology*. 2018;9:1320.
23. Allen H, Coggan A. *Training and Racing with a Power Meter*. 2nd ed. Boulder, CO: Velopress; 2006 2006.
24. Borszcz FK, Tramontin AF, Bossi AH, et al. Functional Threshold Power in Cyclists: Validity of the Concept and Physiological Responses. *International journal of sports medicine*. 2018;39(10):737-42.
25. Valenzuela PL, Morales JS, Foster C, et al. Is the Functional Threshold Power a Valid Surrogate of the Lactate Threshold? *International journal of sports physiology and performance*. 2018:1-6.
26. Klitzke Borszcz F, Tramontin AF, Costa VP. Reliability of the Functional Threshold Power in Competitive Cyclists. *International journal of sports medicine*. 2020;41(3):175-81.
27. Jeffries O, Simmons R, Patterson SD, et al. Functional Threshold Power Is Not Equivalent to Lactate Parameters in Trained Cyclists. *Journal of strength and conditioning research*. 2019.
28. Lillo-Beviá JR, Courel-Ibáñez J, Cerezuela-Espejo V, et al. Is the Functional Threshold Power a Valid Metric to Estimate the Maximal Lactate Steady State in Cyclists? *Journal of strength and conditioning research*. 2019.
29. MacInnis MJ, Thomas ACQ, Phillips SM. The Reliability of 4-min and 20-min Time Trials and Their Relationships to Functional Threshold Power in Trained Cyclists. *International journal of sports physiology and performance*. 2018:1-27.
30. Nimmerichter A, Williams C, Bachl N, et al. Evaluation of a field test to assess performance in elite cyclists. *International journal of sports medicine*. 2010;31(3):160-6.

31. Gavin TP, Van Meter JB, Brophy PM, et al. Comparison of a field-based test to estimate functional threshold power and power output at lactate threshold. *Journal of strength and conditioning research*. 2012;26(2):416-21.
32. Gastin PB. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2001;31(10):725-41.
33. Burnley M, Jones AM. Power-duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *European journal of sport science*. 2018;18(1):1-12.
34. Hanley B, Mohan AK. Changes in gait during constant pace treadmill running. *Journal of strength and conditioning research*. 2014;28(5):1219-25.
35. Hanley B, Tucker CB. Gait variability and symmetry remain consistent during high-intensity 10,000 m treadmill running. *Journal of biomechanics*. 2018;79:129-34.
36. Roelands B, de Koning J, Foster C, et al. Neurophysiological determinants of theoretical concepts and mechanisms involved in pacing. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2013;43(5):301-11.
37. Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European journal of applied physiology*. 2007;100(6):653-61.
38. Hoff J, Støren Ø, Finstad A, et al. Increased Blood Lactate Level Deteriorates Running Economy in World Class Endurance Athletes. *Journal of strength and conditioning research*. 2016;30(5):1373-8.
39. Lacour JR, Bourdin M. Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. *European journal of applied physiology*. 2015;115(4):651-73.
40. Rabita G, Slawinski J, Girard O, et al. Spring-Mass Behavior during Exhaustive Run at Constant Velocity in Elite Triathletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2010;43:685-92.
41. García-Pinillos F, Cartón-Llorente A, Jaén-Carrillo D, et al. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait & posture*. 2020;76:259-63.

42. Willwacher S, Sanno M, Brüggemann GP. Fatigue matters: An intense 10 km run alters frontal and transverse plane joint kinematics in competitive and recreational adult runners. *Gait & posture*. 2020;76:277-83.
43. Winter S, Gordon S, Watt K. Effects of fatigue on kinematics and kinetics during overground running: a systematic review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2017;57(6):887-99.

6 LIMITACIONES

A lo largo de este apartado se describen las limitaciones encontradas durante el desarrollo de los artículos que conforman la presente tesis doctoral.

En primer lugar, todas las pruebas que se llevaron a cabo se realizaron en condiciones de laboratorio sobre un tapiz rodante motorizado, limitando la generalización de los resultados a entornos al aire libre. Sin embargo, en una revisión reciente de Van Hooren et al ¹ se mostró que ambas condiciones son ampliamente comparables cuando se lleva a cabo un periodo de familiarización suficientemente largo antes de las pruebas. Para tratar de minimizar este posible sesgo se decidió incluir la costumbre semanal de correr en tapiz rodante como criterio de inclusión para los estudios. Adicionalmente, y teniendo en cuenta que la acomodación a correr sobre una cinta ocurre típicamente en ~6-8 minutos ², todos los participantes completaron un protocolo de calentamiento estandarizado de 8 antes de cada prueba.

Otra limitación a tener en cuenta es que los novedosos dispositivos portátiles para la medición de la potencia de salida en carrera aún deben ser validados por estudios que comparen sus datos con un método de referencia, como, por ejemplo, una cinta de correr instrumentada con plataformas de fuerza o una plataforma de fuerzas lo suficientemente larga. De esta forma, la medición directa de las fuerzas de reacción del suelo permitiría calcular el trabajo y la potencia externas y constatar la validez concurrente de los sistemas utilizados en el presente estudio (i.e., StrydTM y RunScribeTM).

Hasta la fecha de presentación de la actual tesis doctoral sólo un estudio ³ ha evaluado la validez concurrente del sistema StrydTM frente al cálculo de la potencia mediante un sistema de plataformas de fuerza colocadas en línea sobre una pista de atletismo. A pesar de los prometedores resultados en cuanto a correlación entre ambos sistemas ($r^2=0.88$), cabe reseñar que dicho estudio sólo contó con 6 participantes, destacando la necesidad de estudios en la misma dirección.

Cabe destacar que el presente trabajo no analiza la validez concurrente entre los sistemas Stryd y RunScribe, sino su fiabilidad absoluta y la concordancia del dato de potencia entre ambos dispositivos. De esta manera se pretende conocer su repetibilidad y hasta qué punto sus datos son comparables entre sí, como paso previo a la validación de cualquiera de los dos sistemas frente a un sistema de referencia. En este sentido, debemos

reconocer que la fiabilidad de los sensores se estudió basada en el coeficiente de variación intra-sujeto, por lo que el análisis que se condujo no es capaz de explicar las diferencias que pudieran existir entre carreras llevadas a cabo por el mismo sujeto, pero en días distintos.

El tamaño de la muestra de los estudios fue seleccionado por conveniencia, No obstante, para los estudios 2 y 3 se realizó un análisis post hoc de la potencia alcanzada para esta muestra (software G * Power vs. 3.1) que reveló una potencia de moderada a alta ($\sim 0,6$).

En cuanto a la generalización de datos se debe tener en cuenta que en dos de los tres estudios que conforman esta tesis doctoral sólo participaron hombres, impidiendo un posible análisis sobre las diferencias entre ambos sexos. En este sentido, un estudio previo ⁴ encontró diferencias significativas en el comportamiento de la extremidad inferior durante saltos repetitivos, una actividad que de alguna manera se asemeja al mecanismo de la carrera, que puede considerarse como una sucesión de saltos alternos hacia delante. En concreto, las mujeres mostraron menor rigidez de la pierna durante los rebotes en el suelo. Dado que la rigidez de la pierna tiene una alta influencia sobre la capacidad de reutilizar la energía almacenada durante el apoyo en carrera y aprovechar así el componente elástico de los tejidos del miembro inferior, es más que probable que esta diferencia observada entre sexos tenga también un impacto en la generación de potencia de salida.

Otro aspecto relevante es que a excepción del artículo 1, que incluyó corredores de ambos sexos y de distintos niveles de entrenamiento, el resto de las pruebas fueron llevadas a cabo por una muestra intencionadamente homogénea de corredores entrenados (capaces de correr 10 km en menos de 40 minutos). Si bien es cierto que esta elección reduce la posible extrapolación de los resultados a otras poblaciones con distintos niveles de rendimiento, se debe destacar que la selección permite equiparar en cierta medida el nivel de condición física y la sucesión de eventos relacionados con el FTP con un rango de dispersión menor.

También es importante tomar en consideración el método utilizado en el presente trabajo para el cálculo del FTP. Dada la complejidad para la toma de datos sobre los niveles sanguíneos de lactato durante los protocolos a intensidad constante, la concentración de lactato no fue medida durante las pruebas. Por lo tanto, se partió de la

asunción de que el tiempo hasta el agotamiento a intensidad de MLSS equivale a 60 minutos para todos los participantes. Lajoie et al.⁵ en un estudio previo demostraron que el tiempo límite promedio a intensidad de MLSS para una cohorte de ciclistas bien entrenados es de aproximadamente 60 minutos, por lo que en el presente trabajo se decidió homogeneizar la muestra por conveniencia, reclutando únicamente a atletas con un buen nivel de condición física.

A diferencia de otros parámetros como la FC, el VO_{2max} o la RPE, la respuesta fisiológica del lactato no mostró diferencias entre el ciclismo y la carrera a pie a velocidades submáximas constantes⁶. Por ello, y debido a la validez demostrada previamente en ciclismo⁷⁻¹⁰, se decidió trasladar el método FTP_{60} del ciclismo a la carrera a pie como una buena aproximación al MLSS.

A pesar de que existen otras alternativas para la determinación del estado de forma de los atletas a través de la potencia (e.g., los métodos de cálculo de la PC), los test sobre un tiempo fijo han demostrado en estudios previos ser más fiables que las pruebas hasta el agotamiento¹¹. Sin embargo, como señalan Roelands et al.¹² en su estudio acerca de los factores neurofisiológicos que afectan a la capacidad de dosificar la energía y marcarse un ritmo óptimo, se debe destacar que cualquier prueba submáxima es, por definición, sensible a ajustes volitivos que alejen los resultados de los valores esperados (i.e., los verdaderos umbrales fisiológicos).

Finalmente, se debe reconocer que la controversia en torno a si es realmente la potencia lo que se está estimando afecta a las métricas derivadas de la potencia (potencia de forma y efectividad de carrera) utilizadas en esta tesis doctoral para evaluar los efectos de la fatiga en corredores de fondo. La energía elástica almacenada en el tendón de Aquiles y otros tejidos hace una contribución significativa a la potencia total, ya que hasta el cincuenta por ciento de la potencia requerida para cada paso se libera a medida que estos tejidos se estiran al aterrizar y posteriormente retroceden para ayudar a impulsar. Conocer la participación del componente elástico en la producción de potencia y explorar cómo se afectan las métricas de las que se obtiene la estimación de potencia ante factores como el viento, la inclinación o la fatiga son aspectos claves para poder interpretar alteraciones en la técnica de carrera a través de las métricas derivadas de la potencia.

Referencias

1. Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, et al. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2020;50(4):785-813.
2. Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Hum Mov Sci*. 2005;24(4):544-57.
3. Imbach F, Candau R, Chailan R, et al. Validity of the Stryd Power Meter in Measuring Running Parameters at Submaximal Speeds. 2020;8(7):103.
4. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002;12(2):127-35.
5. Lajoie C, Laurencelle L, Trudeau F. Physiological responses to cycling for 60 minutes at maximal lactate steady state. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*. 2000;25(4):250-61.
6. Fontana P, Boutellier U, Knopfli-Lenzin C. Time to exhaustion at maximal lactate steady state is similar for cycling and running in moderately trained subjects. *European journal of applied physiology*. 2009;107(2):187-92.
7. Borszcz FK, Tramontin AF, Bossi AH, et al. Functional Threshold Power in Cyclists: Validity of the Concept and Physiological Responses. *International journal of sports medicine*. 2018;39(10):737-42.
8. Inglis EC, Iannetta D, Passfield L, et al. Maximal Lactate Steady State Versus the 20-Minute Functional Threshold Power Test in Well-Trained Individuals: "Watts" the Big Deal? *International journal of sports physiology and performance*. 2019:1-7.
9. Klitzke Borszcz F, Ferreira Tramontin A, Pereira Costa V. Is the Functional Threshold Power Interchangeable with the Maximal Lactate Steady State in trained cyclists? *International journal of sports physiology and performance*. 2019;14(8):1029-35.

10. Klitzke Borszcz F, Tramontin AF, Costa VP. Reliability of the Functional Threshold Power in Competitive Cyclists. *International journal of sports medicine*. 2020;41(3):175-81.
11. Currell K, Jeukendrup AE. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2008;38(4):297-316.
12. Roelands B, de Koning J, Foster C, et al. Neurophysiological determinants of theoretical concepts and mechanisms involved in pacing. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2013;43(5):301-11.

7 IDEAS DE FUTURO

El auge de las novedosas tecnologías portátiles de bajo coste para la monitorización del movimiento humano ha disparado el número de métricas relacionadas con el deporte y la salud en los últimos años. A través de su teléfono móvil o mediante el uso de diminutos sensores incrustados en relojes inteligentes, o en la propia ropa, los clientes reciben y ceden, a la vez, un enorme número de datos que ayudan a comprender las características de sus esfuerzos, sus descansos y sus adaptaciones. El análisis de estas nuevas métricas y las interconexiones entre ellas a través de macrodatos acelerará el desarrollo de las ciencias de la salud y el deporte, permitiendo una mejor comprensión de las respuestas y adaptaciones del ser humano al ejercicio.

Además de las métricas de carga externa aportadas por los diferentes sistemas portátiles analizados en esta tesis, otras variables de carga interna aparecen cada vez más “fácilmente” integrados en los relojes de los atletas (e.g., saturación de oxígeno, pulsimetría, microanalíticas de la sudoración para saber el estado hídrico, bioimpedancias). La monitorización casi continua de estas novedosas variables, no solo durante el entrenamiento sino durante los periodos de descanso, hace que se abra una inmensa ventana de posibilidades para tratar de correlacionar carga interna y carga externa fuera del entorno del laboratorio. Sin duda, validar esas métricas, generalizar su uso y encontrar las relaciones entre las diferentes variables para asociarlas a rendimiento y lesiones será una de las tareas de la próxima década.

El alto número de variables implicadas en el desarrollo de la potencia de carrera hace que resulte fundamental la interconexión de datos como la localización, la velocidad de desplazamiento, la inclinación del terreno y la dirección y velocidad del viento. En este sentido se hace necesario incorporar a la evidencia actual estudios al aire libre, en condiciones reales de entrenamiento y competición, en los que se pueda controlar estos factores y nos permitan profundizar en las adaptaciones que provocan sobre la mecánica de carrera.

Conocer el comportamiento de la potencia y sus métricas derivadas en una población concreta nos sirve de punto de partida para establecer comparaciones con otros grupos poblacionales. La repetición de los mismos protocolos descritos en esta tesis doctoral

sobre grupos de diferentes condiciones atléticas, edades y sexos, nos permitirá generalizar los resultados aquí obtenidos.

Una de las grandes controversias del modelo de cálculo de la potencia es determinar cuanta energía se restituye por parte de los tendones. Estudiar el comportamiento y las adaptaciones de los tendones de los miembros inferiores, y relacionar sus características morfológicas y neuromusculares con las variables cinemáticas y cinéticas que se derivan de la carrera es uno de los grandes campos de trabajo futuros para desvelar la incógnita de la restitución de energía.

Así mismo, observar las características estructurales de los tendones del miembro inferior en atletas de distinto nivel de rendimiento y relacionarlo con la potencia generada y la efectividad de carrera, podría ayudar a profundizar en el conocimiento sobre la rigidez de la pierna y su asociación con el rendimiento y la aparición de lesiones.

Además, es razonable pensar que el rendimiento muscular y el control motor de los atletas pueda verse alterado en situaciones de fatiga. En esta dirección, se podría explorar el comportamiento de la potencia y la efectividad de carrera ante pruebas extenuantes de distintas duraciones para tratar de diferenciar el origen central o periférico de la fatiga según la duración del esfuerzo.

Teniendo en cuenta el grado de desarrollo tecnológico de las zapatillas para corredores de fondo y el amplio margen de mejora que ofrecen para los deportistas de diversos niveles, se plantea su análisis comparativo en función de la potencia y sus métricas relacionadas. Conocer las adaptaciones técnicas, la efectividad de carrera y las demandas de potencia que requiere correr descalzo o con zapatillas de distintas características puede ayudar a ajustar individualmente la selección de materiales y las metodologías de entrenamiento para optimizar los niveles de rendimiento y minimizar el riesgo de aparición de lesiones.

La investigación futura debería centrarse en la repetibilidad al aire libre de los algoritmos de cálculo del FTP aportados en la presente tesis doctoral para incorporarlos a la evaluación del rendimiento de los corredores de resistencia. De esta manera se podría trasladar el conocimiento de la teoría a la práctica para guiar las decisiones de los entrenadores y atletas en las carreras y cuantificar el estrés de los entrenamientos. De esta manera, se podrían estudiar los cambios sobre la potencia y la eficiencia de carrera

inducidos por distintas metodologías de entrenamiento de fuerza, como el trabajo isométrico o de pliometría, o por metodologías de entrenamiento de resistencia contrapuestas, como el entrenamiento a potencia umbral y el polarizado.

En este sentido, se podrían estudiar otros métodos de cálculo del FTP o la potencia crítica de los atletas, como pruebas más cortas o empleando métodos de dos puntos, para una mejor comprensión del perfil aeróbico-anaeróbico individual de los atletas a través de sus curvas potencia-duración. El alto número de variables implicadas en el cálculo de la potencia durante la carrera hace que los próximos estudios requieran un aumento del número de sujetos incluidos para el análisis.

La eterna búsqueda de los límites humanos ha creado en estas últimas dos décadas un *boom* de carreras de distancias en las que pocos o ningún estudio existe. Además, la idiosincrasia de dichas pruebas (pruebas de muchas horas de duración con terrenos irregulares, cambios meteorológicos y duraciones en las que pocos estudios se han realizado) hace de la aplicación de los sensores portátiles en entorno natural una de las herramientas estrella para comprender lo que ocurre fisiológica y biomecánicamente en los umbrales y límites del rendimiento deportivo.

8 CONCLUSIONES

I. Algunos de los sensores de potencia en carrera portátiles actualmente disponibles en el mercado han mostrado un buen nivel de asociación con los modelos matemáticos de cálculo de potencia y con parámetros fisiológicos como el VO_2 . Aunque no se han encontrado artículos sobre la validez de estos dispositivos frente a métodos de referencia, su fiabilidad sí ha sido evaluada y podrían resultar una herramienta práctica para la evaluación del rendimiento de manera regular.

Tras el punto de inflexión que supuso la aplicación de la potencia en ciclismo, principalmente por su independencia del viento, el tipo de terreno o su inclinación, varias compañías tecnológicas han centrado su esfuerzo en calcular de la forma más aproximada posible la potencia en carrera. Sin embargo, para desarrollar el enorme potencial de estos sistemas se hacen necesarias más investigaciones acerca de cómo afecta la inclinación, el viento o la fatiga a la estimación de esta novedosa métrica de carrera.

II. Los sistemas Stryd™ y RunScribe™ proporcionan datos de potencia de carrera con una buena fiabilidad absoluta durante carreras sobre tapiz rodante. Ambos sistemas mostraron coeficientes de variación similares a los sistemas más utilizados para medir la potencia en ciclismo, siendo el dispositivo Stryd el que mejores resultados obtuvo. Este hallazgo es relevante porque permite conocer los márgenes de error de cada sistema de medición y, por tanto, es de gran ayuda a la hora de interpretar correctamente las variaciones en los datos de potencia de cada uno de los dispositivos.

Teniendo en cuenta que el uso de sensores de medición de potencia de carrera para competir y entrenar se está extendiendo ampliamente, los científicos y clientes deben saber que, a pesar del buen nivel de concordancia encontrado entre los dispositivos Stryd y RunScribe, no se aconseja su uso indistinto debido al gran error aleatorio detectado entre ambos. Dado que cada compañía trabaja sobre modelos distintos para el cálculo de la potencia, la comparación entre sus datos podría llevar a errores importantes en la interpretación de los niveles de condición física, o la técnica de carrera de los atletas.

Respecto a la aplicación de los datos de potencia, la presente tesis doctoral se planteó evaluar el FTP de carrera a pie en condiciones estandarizadas como paso previo para la aplicación de forma efectiva de los datos de potencia en entornos más reales de entrenamiento y competición. El FTP se ha mostrado como un parámetro esencial para

guiar el entrenamiento de los deportistas. De hecho, plataformas tan reconocidas en el ámbito de los deportes de resistencia como *TrainingPeaks* lo emplean tanto para determinar la intensidad del entrenamiento (o como ellos lo denominan, el factor de intensidad), como para monitorizar la carga total del entrenamiento (es decir, el *Training Stress Score*).

III. Los tres test cortos evaluados para la estimación del FTP de carrera mostraron altas correlaciones con el FTP calculado. Sin embargo, los datos obtenidos confirman que las pruebas que tienen como objetivo cubrir la mayor distancia posible en 20 y 30 minutos obtuvieron un mejor ajuste con el FTP que la prueba de 10 minutos.

Con el objetivo de acercar los resultados de la presente tesis doctoral a entrenadores y atletas en términos prácticos, se aportan los factores de corrección porcentuales para cada uno de los tres test propuestos. De este modo, el ~90% de la potencia promedio obtenida durante una prueba de 10 minutos representa la potencia a intensidad FTP de los corredores de fondo entrenados. E igualmente, obtendríamos la potencia a intensidad FTP si calculásemos el ~94% de un test FTP₂₀ o el ~96% de una prueba FTP₃₀. Entendiendo las limitaciones inherentes al empleo de estos valores predictivos teóricos, su simplicidad metodológica puede permitir a los entrenadores evaluar de una forma más regular a sus atletas, y, además, hacerlo mediante pruebas menos fatigantes.

Pese a que los novedosos dispositivos de medición de potencia en carrera aun tienen margen para su desarrollo y validación científica, evaluar los efectos de la fatiga sobre las métricas relacionadas con la potencia representa una de las aplicaciones prácticas de mayor interés para entrenadores y deportistas de fondo. En este sentido, el sistema Stryd proporciona datos interesantes de efectividad de carrera y potencia de forma que podrían ser reflejo de adaptaciones técnicas debidas a la aparición de la fatiga.

IV. Los atletas de fondo entrenados fueron capaces de mantener estable su efectividad de carrera durante una prueba extenuante de una hora de duración. A pesar de mostrar valores muy altos de frecuencia cardiaca y sensación percibida de esfuerzo durante la prueba, los corredores con un buen nivel de entrenamiento mostraron gran capacidad para regular su esfuerzo y minimizar los efectos de la fatiga sobre su potencia y efectividad. En este sentido se especula que los deportistas de otros niveles de condición física podrían no mostrar la misma capacidad para traducir la potencia en velocidad ante una prueba tan exigente.

Debido a la gran cantidad de entrenadores y corredores que utilizan el sensor Stryd en sus entrenamientos y competiciones, la información sobre el comportamiento de las métricas relacionadas con la potencia durante la carrera de resistencia puede resultar de gran interés. Conocer la efectividad de carrera individual de un atleta para distintas distancias y condiciones, como el viento de cara, el agarre del suelo o la inclinación del terreno, puede ayudar a comprender la relación entre la potencia y el tiempo hasta el agotamiento, e incluso servir para establecer umbrales de fatiga individualizados, distinguiendo entre intensidades fisiológicamente constantes y esfuerzos no sostenibles.

9 ANEXOS

Se adjuntan los siguientes ANEXOS:

- ANEXO 1: FI-379. Aceptación escrita de los coautores para que el doctorando presente el trabajo como tesis doctoral.
- ANEXO 2: Informe positivo del comité de ética para el estudio 2.
- ANEXO 3: Modelo de consentimiento informado del estudio 2.
- ANEXO 4: Informe positivo del comité de ética para los estudios 3 y 4.
- ANEXO 5: Modelo de consentimiento informado de los estudios 3 y 4.
- ANEXO 6: Currículum abreviado CVA del doctorando.

9.1 Anexo 1. FI-379. Aceptación de coautores de publicaciones en tesis doctorales por compendio de artículos

*Aceptación de Coautores de Publicaciones en Tesis Doctorales
por Compendio de Artículos*



UNIVERSIDAD SAN JORGE
Facultad de Ciencias de la Salud

