

Article

Relación entre Variables Fisiológicas y Biomecánicas y la Producción de Potencia Aeróbica en Ciclismo

Fábio J. Lanferdini, Rodrigo R. Bini, Giovanni Dos Santos-Cunha, André L. Lopes, Flávio A. De Souza Castro, Alvaro Reischak-Oliveira y Marco A. Vaz

Exercise Research Laboratory, School of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

RESUMEN

El rendimiento en ciclismo está determinado por parámetros fisiológicos y biomecánicos. El objetivo de este estudio fue evaluar la relación entre las variables biomecánicas y fisiológicas con la producción de potencia aeróbica en ciclismo. Doce ciclistas y doce sujetos que no eran deportistas (no atletas) realizaron un test de ciclismo incremental hasta el agotamiento durante una primera sesión de evaluación y una prueba de ciclismo de carga constante en una segunda sesión de evaluación. Durante la primera sesión de evaluación se midió la producción de potencia aeróbica y el consumo de oxígeno, mientras que en la segunda sesión se midió el volumen muscular (utilizando mediciones de ultrasonido en condiciones estáticas) y las fuerzas de pedaleo. Las fuerzas de pedaleo se utilizaron para calcular la fuerza total aplicada al pedal y la efectividad de la fuerza. Se realizaron dos análisis multivariados de regresión por pasos para medir la relación entre la producción de potencia y el consumo de oxígeno obtenido en el segundo umbral ventilatorio (VT2), el volumen muscular, la fuerza total aplicada al pedal, la efectividad de la fuerza y la activación de los músculos de los miembros inferiores en los ciclistas y en los no atletas. Solo el consumo de oxígeno en el VT2 se relacionó significativamente con la producción de potencia en los sujetos no atletas ($0.640 * VT2 + 4,152$) ($r = 0,64$, $p = 0,03$), mientras que la fuerza resultante fue incluida en el modelo de regresión ($0,665 * Fuerza del Resultante + 0,685$) en los ciclistas ($r = 0,66$, $p = 0,02$). El volumen muscular, la efectividad de la fuerza de pedaleo y la activación muscular parecen tener un efecto menor en la producción de potencia aeróbica durante el ciclismo.

Palabras Clave: Producción de potencia, consumo de oxígeno, técnica de pedaleo

INTRODUCCION

El rendimiento de resistencia en pruebas contrarreloj en ciclismo ha sido relacionado con el porcentaje de fibras de tipo 1 en los músculos mono articulares extensores de la rodilla (i.e. vasto lateral), con el porcentaje de consumo de oxígeno máximo que puede mantenerse durante una carrera y con el perímetro del muslo medido en la zona medial del mismo (Coyle et al. 1991). El conocimiento empírico sobre el rendimiento en ciclismo ha contribuido con la creencia que una buena técnica de pedaleo (i.e., la efectividad de la fuerza máxima de pedaleo) está ligada a un buen rendimiento, pero no se ha demostrado que esto sea cierto (Coyle et al. 1991). Sin embargo, las recientes investigaciones han demostrado que mejorando la efectividad de la fuerza de pedaleo se puede alcanzar una mayor eficacia (Zameziati et al. 2006; Leirdal y Ettema 2011). Coyle et al. (1991) demostraron que el perímetro de la zona media del muslo está relacionado fuertemente al rendimiento en ejercicios de 1 h en laboratorio ($r^2 = 0,95$), lo que sugiere que los ciclistas que tienen un mayor volumen

en el músculo del muslo podrían producir una mayor potencia durante las pruebas de ciclismo de resistencia. Más importante que el perímetro del muslo, es el volumen del músculo que podría estar fuertemente relacionado con el rendimiento en ciclismo. Sin embargo, la relación entre el volumen del músculo y la producción de potencia en el segundo umbral ventilatorio todavía no ha sido determinada. Los aumentos en la activación del músculo pueden producir una mayor producción de potencia en ciclismo. Bijker et al. (2002) observaron una relación fuerte entre la activación del vasto lateral y la producción de potencia ($r = 0,92$) y una relación moderada para el bíceps femoral y el gastrocnemio medio ($r = 0,64$ y $0,55$, respectivamente) durante pruebas de ciclismo de laboratorio. Estos resultados sugieren que una mayor activación del músculo seleccionado (es decir extensores de la articulación de la cadera y de la rodilla) puede ser un factor importante en la producción de potencia de los miembros inferiores en el ciclo de pedaleo. El porcentaje alto de fibras de tipo 1 en el vasto lateral de ciclistas entrenados presentó una elevada correlación con la producción de potencia (Hansen y Sjogaard, 2007), y la activación de este músculo ha sido vinculada con la producción de potencia en pruebas contrarreloj de ciclismo (Bini et al. 2008).

Hasta el momento no se ha encontrado ninguna evidencia en la literatura sobre la contribución del volumen del músculo y la activación del músculo con la producción de potencia, cuando además se incluyen las variables fisiológicas y biomecánicas en un modelo de regresión lineal múltiple. El análisis de la relación entre las variables fisiológicas y biomecánicas puede ayudar a los entrenadores y ciclistas a decidir si es importante asignar tiempo a entrenar la técnica de pedaleo observando las mejoras en la efectividad de la fuerza de pedaleo (es decir las variables biomecánicas) o si los ciclistas deben enfocarse en la adaptación fisiológica proveniente del entrenamiento de ciclismo regular.

Por consiguiente el objetivo de este estudio fue evaluar la relación entre las variables fisiológicas (i.e. consumo de oxígeno y volumen del músculo) y las variables del biomecánicas (es decir la fuerza resultante, la efectividad de la fuerza de pedaleo y la activación muscular) con la producción de potencia aeróbica. La evidencia indica que los ciclistas con mejor rendimiento tienen una producción de potencia mayor en el umbral anaeróbico (Coyle et al. 1991; Amann et al. 2004). La hipótesis de este estudio fue que se observaría una correlación fuerte entre el consumo de oxígeno, la fuerza resultante de pedaleo y el volumen del músculo con la producción de potencia. Además, una mayor efectividad de la fuerza de pedaleo no se relacionaría con la producción de potencia. La activación del recto femoral y del vasto medial también debería presentar una fuerte correlación con la producción de potencia debido a su contribución potencial con la producción de potencia en ciclismo (Bini et al. 2008).

MATERIALES Y METODOS

Doce ciclistas y doce no atletas participaron en el estudio. Se evaluaron sujetos que no eran atletas para determinar la producción de potencia aeróbica máxima en sujetos que tuvieran poca capacidad y experiencia en ciclismo. El tamaño de la muestra se determinó sobre la base de un tamaño de efecto de 1,0, una potencia observada de $1-\beta > 0,80$ y $\alpha < 0,05$ por medio del paquete estadístico (*G*Power 3.1.3, Frauz el Faur Universitat Kiel, Alemania*). La Información sobre edad, dimensiones corporales, potencia máximo (POmax), y producción de potencia en el segundo umbral ventilatorio (PO-VT2) se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1. Características de los ciclistas y de los no atletas (Media \pm SD) de edad, masa corporal, talla, producción de potencia máxima (POmax), producción de potencia en el segundo umbral ventilatorio (PO-VT2), volumen muscular (MV) y consumo de oxígeno máximo (VO_{2max}).

* Se observaron diferencias significativas entre ciclistas y sujetos no deportistas ($p < 0.05$).

	Edad (años)	Masa corporal (kg)	Talla(cm)	PO _{max} (W)	MV (cm ³)	VO _{2max} (ml kg ⁻¹ min ⁻¹)
Ciclistas (n = 12)	28 \pm 6,6	71 \pm 6,8	177 \pm 9.7	375 \pm 30.2	49,9 \pm 9,9	64,1 \pm 5,0
No Atletas (n =12)	24 \pm 3,0	73 \pm 6.1	175 \pm 5.1	290 \pm 48,2*	45,9 \pm 5,7	49,3 \pm 7,2*

Antes de comenzar las sesiones de evaluación, se describieron todos los procedimientos a los participantes que luego firmaron un formulario de consentimiento aprobado por el Comité de Ética de Investigación Humana bajo el número 17684, en el lugar donde se realizó el estudio.

RECOLECCIÓN DE DATOS

Primera sesión de evaluación

En la primera sesión de evaluación, se realizaron las mediciones antropométricas (talla y masa corporal) siguiendo los protocolos establecidos por la Sociedad Internacional para el Avance de la Cinantropometría (Marfell-Jones et al. 2006). La longitud del fémur de los participantes se midió desde el trocánter hasta el cóndilo femoral lateral con los participantes ubicados en pronación. A continuación, los participantes realizaron una entrada en calor en una producción de potencia de 150 W durante 10 minutos antes de comenzar el test de ciclismo. Los ciclistas realizaron las pruebas en sus propias bicicletas mientras que los no atletas utilizaron bicicletas de ciclismo de ruta estándar cuyos manubrios y sillines fueron configurados en función de sus características antropométricas (De Vey Mestdagh 1998; Bini et al. 2011). Las bicicletas estaban montadas en un entrenador de ciclismo estacionario (*Computrainer, ProLab 3D, Racermate Inc., Seattle, WA, EE.UU.*) para determinar POMAX (en W) y PO-VT2. Se utilizaron incrementos de 25 W en cada minuto hasta el agotamiento (Figura 1). La cadencia se mantuvo cerca de 90 ± 2 rpm en todos los participantes por medio de retroalimentación visual con el set controlador del entrenador de ciclismo. El consumo de oxígeno (VO_2) se midió a través de por sistema de intercambio de gases indirecto de circuito abierto (*CPX/D, Medical GraphyCS S.A., St Louis, EE.UU.*) y el VO_2 MAX se definió como el mayor valor obtenido en la última fase de la prueba, junto con POMAX (Duc et al. 2005). Los datos de intercambio gaseoso fueron analizados para definir el segundo umbral ventilatorio en base al método de equivalente ventilatorio (Weston y Gabbett 2001), y las curvas de VE/ VO_2 y VE/ VC_{O_2} fueron evaluadas por dos profesionales entrenados.

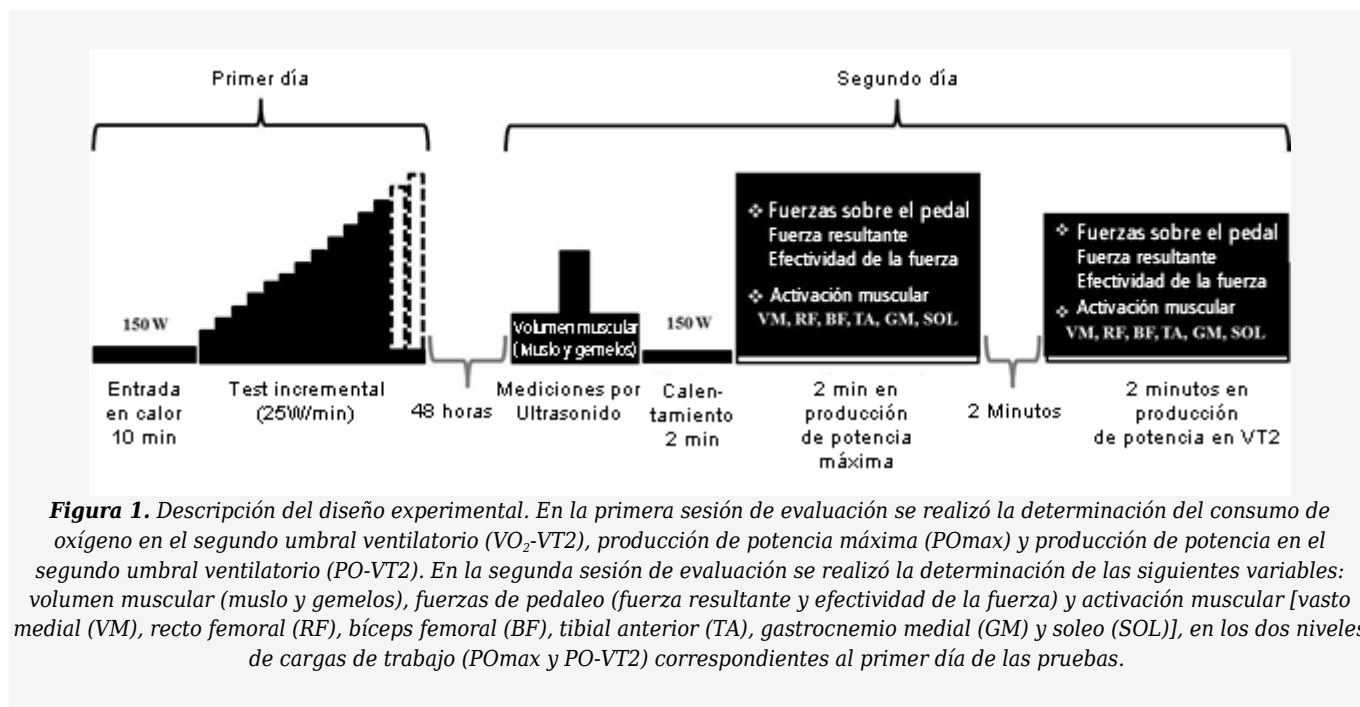


Figura 1. Descripción del diseño experimental. En la primera sesión de evaluación se realizó la determinación del consumo de oxígeno en el segundo umbral ventilatorio (VO_2 -VT2), producción de potencia máxima (POMax) y producción de potencia en el segundo umbral ventilatorio (PO-VT2). En la segunda sesión de evaluación se realizó la determinación de las siguientes variables: volumen muscular (muslo y gemelos), fuerzas de pedaleo (fuerza resultante y efectividad de la fuerza) y activación muscular [vasto medial (VM), recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GM) y soleo (SOL)], en los dos niveles de cargas de trabajo (POMax y PO-VT2) correspondientes al primer día de las pruebas.

Segunda sesión de evaluación

En la segunda sesión de la evaluación, se realizó la determinación de la longitud del fémur y de la tibia y luego se estimó el volumen muscular total de los miembros inferiores (suma de cuádriceps de ambas piernas y del tríceps surae en las dos piernas; ver el análisis de los datos). Se obtuvieron imágenes por ultrasonido con los participantes colocados en pronación mediante un sistema de ultrasonido. La sonda de ultrasonido (7.5 MHz, Aloka SSD 4000, Tokio, Japón) fue colocada perpendicular a zona mas ancha del músculo a 50% de la longitud del muslo (distancia entre el trocánter femoral mayor y el cóndilo femoral lateral) para medir el espesor del cuádriceps. Luego para medir el espesor del tríceps surae, la sonda se posicionó en un 30% proximal a la distancia entre el cóndilo femoral y el maleolo lateral, (Miyatani et al. 2004). Después de obtener las mediciones por ultrasonido, los participantes realizaron una entrada en calor a 150 W durante 10 minutos antes de comenzar el test de ciclismo. A continuación, los participantes realizaron dos minutos de prueba de ciclismo en trabajo constante en sus POMAX y dos minutos en el PO-VT2 determinado en la primera sesión de evaluación. Estas

pruebas estuvieron separadas por dos minutos de descanso. La cadencia de pedaleo fue controlada visualmente por los participantes a 9 ± 2 rpm a través de retroalimentación visual con el medidor del equipo de entrenamiento de ciclismo. Durante esta prueba, se amplificaron las fuerzas normal y las fuerzas antero-posterior aplicadas a la superficie del pedal derecho (*Entran MSC6, Entran S.A., Inglaterra*) y fueron medidas a 600 Hz mediante un dinamómetro para pedales (Nabinger et al. 2002) por medio de un sistema analógico digital con una tabla de 16 canales (*DI220, Dataq Instruments Inc., Akron, EE.UU.*). El ángulo del pie se midió mediante un potenciómetro angular (*Espectral 1045, Vishay Inc, EE.UU.*) adosado al cabezal/eje el pedal y la posición entre el pedal y la biela se estableció mediante un disparador de impulsos adosado al marco de la bicicleta. La actividad del músculo se determinó mediante electromiografía de superficie de los músculos tibial anterior, cabeza media de gastrocnemio, soleo, cabeza larga de bíceps femoral, recto femoral, y los músculos vaso medial con un sistema de electromiografía Bortec (*Octopus AMT-8, Bortec Electronics Inc., Calgary, Canadá*) por medio de un sistema analógico-a-digital con un tablero de 16 canales (*DI720, Dataq Instruments Inc., Akron, EE.UU.*) a 2400 Hz de tasa de muestreo. Los pares de electrodos de Ag/AgCl (*Medi-Trace 100, Kendall., Chicoppe, Canadá*) de configuración bipolar con un diámetro de 22 mm se colocaron en la piel después de afeitarla cuidadosamente y limpiar el área con un limpiador abrasivo y alcohol para reducir la impedancia superficial, siguiendo las recomendaciones establecidas por la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología (De Luca, 1997; Merletti et al. 2009). Los electrodos se colocaron encima del tercio distal de la parte mas ancha del músculo (a un tercio de la longitud muscular desde el punto medio para evitar la unión miotendinosa), paralelos a las fibras musculares y fijados a la piel con cinta con microporos (*3M Company, EE.UU.*). El electrodo de referencia se colocó encima de la superficie anterior de la tibia. Los cables de los electrodos también fueron pegados a la piel para reducir el artefacto del movimiento. Las señales de fuerza y las señales electromiográficas fueron sincronizadas *offline* por medio una fuente externa que fue activada para producir una TTL analógica (+5V) para ambos sistemas analógicos/digitales.

Análisis de los datos

La distancia entre la aponeurosis superficial del recto femoral y la aponeurosis profunda del vasto medial fue digitalizada a mano en la imagen de ultrasonido para determinar el espesor del músculo cuádriceps utilizando ImageJ (Instituto Nacional de Salud, EE.UU.). De manera similar, se midió la distancia entre la aponeurosis superficial del gastrocnemio y la aponeurosis profunda del tibial para obtener el espesor del gemelo (Blazevich et al. 2006). El volumen del músculo (MV) se estimó mediante las ecuaciones extraídas de Miyatani et al. (2004) (ecuaciones 1-3):

1. MV de muslo = (espesor del músculo cuádriceps * 320,6) + (longitud de fémur * 110,9) - 4437,9
2. MV del gemelo = (espesor de los gemelos* 219,9) + (longitud de la tibia * 31,3) - 1758
3. MV total de las piernas = MV de muslo + MV del gemelo

Las señales de fuerza fueron filtradas usando un filtro digital de tercer orden de paso bajo sin retraso Butterworth con la frecuencia de corte definida para minimizar los residuos de la señal, tal como se describió en otros trabajos (Winter 2005). Los componentes de la fuerza normal y antero-posterior fueron convertidos al componente tangencial en la biela (fuerza efectiva) para calcular la efectividad de fuerza total (efectividad de fuerza de pedaleo), que se basó en la relación entre el impulso angular de la efectividad de fuerza por el impulso lineal de fuerza de pedaleo total (fuerza resultante) (Rossato et al. 2008). Los datos de fuerza se dividieron en diez revoluciones consecutivas para calcular los resultados medios del conjunto en cada participante. El análisis de los datos se realizó *offline* por medio de planillas realizadas a medida en MATLAB® (*MathWorksInc., Natick, EE.UU.*). Para el análisis de EMG, las señales brutas EMG fueron filtradas con un filtro de bandas Butterworth con frecuencias de corte optimizadas para reducir los residuos de las señales tal como se describió en otras publicaciones (Winter, 2005). Las señales fueron cortadas y promediadas cada diez revoluciones consecutivas de la biela para cada músculo de cada participante en EMG y también fueron promediadas en las fuerzas de pedaleo. Luego los valores cuadráticos medios (RMS) de la envolvente fueron normalizados por el valor RMS medio de los resultados promedio de las diez pruebas de ciclismo POMAX de la segunda sesión. El análisis de los datos EMG fue realizado en planillas realizadas a medida en MATLAB® (*MathWorks Inc., Natick, EE.UU.*).

Análisis estadísticos

La normalidad de los datos y la homogeneidad fueron analizadas mediante los tests de Shapiro-Wilk y Levene respectivamente. En los casos en que los datos no presentaban distribución normal se les aplicó una transformación con la función logaritmo. La comparación entre grupos (es decir ciclistas versus no atletas) para edad, masa corporal, talla, POMAX, PO-VT2, VT2, MV, fuerza resultante y efectividad de fuerza de pedaleo se realizó a través del *Test t* de muestras independientes. Se realizaron regresiones lineales múltiples paso a paso para los ciclistas y no atletas por separado para identificar las correlaciones entre el consumo de oxígeno ($\text{ml kg}^{-1} \text{min}^{-1}$) en el segundo umbral ventilatorio (VT2), volumen muscular (m^3), activación muscular (% en la prueba POMAX) para el vasto medial, recto femoral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnemio medial y soleo, fuerza resultante (N) y la efectividad de fuerza de pedaleo (%) con la producción de potencia en el VT2 (W) (Dancey y Reidy, 2004). Los análisis estadísticos se realizaron con el software SPSS 17.0 para Windows, y el nivel de significancia se fijó en $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS

La producción de potencia en VT2 (PO-VT2), el consumo de oxígeno máximo (VO₂max), el consumo de oxígeno en el segundo umbral ventilatorio (VT2) y la fuerza resultante fueron menores en los no atletas que en los ciclistas (Tabla 2 y Figura 2). La comparación entre los grupos de activación muscular no arrojó diferencias significativas (p>0,05) para ninguno de los músculos evaluados (vasto medial, recto femoral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnemio medial y soleo). No se observaron diferencias entre los grupos en el volumen del músculo o la efectividad de la fuerza de pedaleo.

Tabla 2. Marcadores de rendimiento en laboratorio obtenidos por ciclistas y no atletas (Media±SD) para la producción de potencia en el VT2 (PO-VT2), consumo de oxígeno en el segundo umbral ventilatorio (VO₂-VT2), resultante la fuerza de pedaleo y la efectividad de fuerza de pedaleo.

*Se observaron diferencias significativas entre los ciclistas y no atletas (p < 0,05).

	PO-VT ₂ (W)	VO ₂ -VT ₂ (ml kg ⁻¹ min ⁻¹)	Fuerza Resultante (N)	Efectividad de la Fuerza (%)
Ciclistas (n=12)	308±51,5	51,9±6,6	215,3±50,0	57±11
No Atletas (n=12)	219±41,5*	39,8± 6,4*	181,6 ±29,0*	51±9

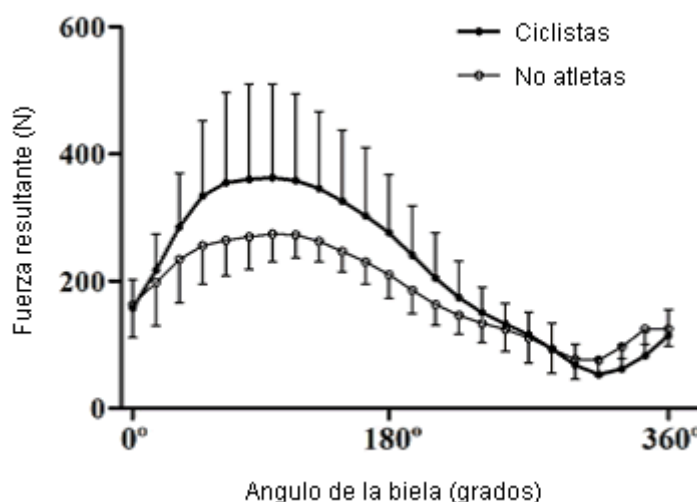


Figura 2. Fuerza resultante de pedaleo a lo largo del ciclo de pedaleo para ciclistas y no atletas

La regresión lineal múltiple indicó que sólo la fuerza resultante tenía una relación significativa con PO-VT2 en los ciclistas (p = 0,02), aunque en los no atletas, el VO₂-VT2 fue la única variable incluida que presentó una relación significativa con PO-VT2 (p = 0,03). Las ecuaciones 4 y 5 pertenecen a ciclistas y no atletas, respectivamente.

$$4. PO - VT2 = 0,665 * Fuerza Resultante + 0,685$$

$$5. PO - VT2 = 0,640 * VO2 - VT2 + 4,152$$

Donde: PO-VT2 = Producción de potencia en el segundo umbral ventilatorio

VO₂-VT2 = Consumo de oxígeno en el segundo umbral ventilatorio

Tabla 3. Correlación entre el consumo de oxígeno en el segundo umbral ventilatorio (VO_2 -VT₂), volumen del músculo, fuerza resultante, efectividad de fuerza y activación muscular (vasto medial, recto femoral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnemio medial y sóleo) con el la variable dependiente producción de potencia (PO-VT₂). *Se observó un coeficiente de correlación significativo entre las variables incluidas en el modelo de regresión múltiple ($p < 0,05$).

Correlaciones por Regresión Múltiple (Paso por paso)	Ciclistas PO-VT ₂ (W)	No Atletas PO-VT ₂ (W)
VO_2 -VT ₂ (ml kg ⁻¹ min ⁻¹)	r= 0,261	r= 0,640*
Volumen muscular (m ³)	r= 0,542	r= 0,170
Fuerza resultante (N)	r= 0,665*	r= 0,030
Efectividad de la Fuerza (%)	r= -0,005	r= 0,255
Vasto medial (% de la prueba de PO _{max})	r= -0,025	r= 0,454
Recto Femoral (% de la prueba de PO _{max})	r= 0,176	r= -0,202
Biceps Femoral (% de la prueba de PO _{max})	r= 0,253	r= 0,243
Tibial Anterior (% de la prueba de PO _{max})	r= -0,487	r= -0,450
Gastrocnemio Medial(% de la prueba de PO _{max})	r= -0,004	r= -0,129
Soleo (% de la prueba de PO _{max})	r= -0,153	r= 0,248

DISCUSION

Para abordar la pregunta de si las variables biomecánicas (es decir, la efectividad de fuerza de pedaleo) y las características morfológicas de los vastos laterales de ciclistas (i.e. el volumen del músculo) afectan el rendimiento aeróbico, nosotros evaluamos la relación entre los parámetros fisiológicos, biomecánicos y morfológicos de los ciclistas. La fuerza resultante aplicada al pedal fue la única variable relacionada a la producción de potencia aeróbica en el VT₂ para los ciclistas en nuestro estudio. Sin embargo, la producción de potencia en el VT₂ no se relacionó con el consumo de oxígeno, con el volumen del músculo, con la activación del músculo ni con la efectividad de la fuerza. Este resultado coincide parcialmente con resultados previos (Coyle et al. 1991) que sugerían una influencia menor de la efectividad de la fuerza de pedaleo sobre el rendimiento de resistencia de ciclismo. En otros términos, los ciclistas parecen aplicar grandes fuerzas en los pedales sin tener en cuenta el porcentaje de la fuerza que recae sobre las bielas. Patterson y Moreno (1990) y Rossato et al. (2008) observaron que para sostener un nivel mayor de carga de trabajo, los ciclistas aumentan la aplicación de la fuerza de pedaleo resultante. Estos resultados ayudan a explicar nuestros resultados para los ciclistas. Sin embargo, los sujetos que no son deportistas no siguieron el mismo patrón y presentaron una dependencia mayor sobre el consumo de oxígeno para optimizar la producción de potencia. Una explicación potencial es que quienes no son atletas pueden tener un menor porcentaje de fibras de tipo 1 en los músculos agonistas (es decir extensores de articulación de rodilla y de cadera) lo que reduce su potencial para aplicar la fuerza en los pedales durante el ejercicio aeróbico sostenido. Además, los no atletas podrían estar limitados a un mayor reclutamiento de fibras menos eficientes de los músculos menos eficientes cuando realizan ejercicios cerca de su umbral ventilatorio, lo que hace que el consumo de oxígeno sea el factor limitante para la producción de potencia aeróbica. En otros términos, los ciclistas pueden adaptarse para empujar los pedales al máximo utilizando la menor energía posible en comparación con los sujetos que no son atletas.

El porcentaje de fibras de tipo 1 en un músculo puede ayudar a comprender la producción de potencia aeróbica. Coyle et al. (1991) observaron que una producción de potencia alta y una gran aplicación de fuerza de pedaleo (i.e. el mayor torque máximo de la biela) pueden estar relacionadas con un porcentaje mayor de fibras de tipo 1 y con una mayor eficacia de ciclismo. Además, Coyle et al. (1991) también observaron una fuerte correlación ($r=0,75$) entre el porcentaje de fibras de tipo 1 y el número de años de entrenamiento en ciclismo. Parecería que los ciclistas de élite tienen la capacidad de generar una mayor producción de potencia que los ciclistas de menor rendimiento y esta adaptación aumentaría por la experiencia en entrenamiento de resistencia. Por consiguiente, los ciclistas entrenados deberían enfocarse en mejorar la adaptación fisiológica durante el entrenamiento aeróbico (por ejemplo entrenamiento de ciclismo para una sola pierna (Abiss et al. 2011) en vez de utilizar habilidades de la técnica de pedaleo (i.e. tirar del pedal en la fase ascendente durante el ciclo de pedaleo, Mornieux et al. 2010) para mejorar el rendimiento en ciclismo.

Era esperable que un mayor volumen muscular produjera una producción de potencia mas alta, algo que no observamos en nuestros resultados. Este hallazgo no concuerda con los resultados de Coyle et al. (1991) quiénes observaron una relación fuerte entre el perímetro del muslo y la producción de potencia durante un test de laboratorio de 1 h ($r_2 = 0,95$). Sin embargo, es importante señalar que es posible cometer errores cuando se vincula el volumen del muslo con el volumen del músculo, porque los ciclistas pueden presentar variaciones en lo que respecta al volumen de tejido adiposo. Las imágenes

transversales obtenidas por ultrasonido son una buena opción para calcular el volumen de tejido muscular en un miembro dado, excluyendo el tejido adiposo y la piel (Miyatani et al. 2002). En nuestro estudio, nosotros utilizamos PO-VT2 en lugar de la producción de potencia media obtenida durante un test de rendimiento. Esta opción se basó en la fuerte relación entre PO-VT2 y el rendimiento en pruebas contrarreloj de ciclismo de 40-km (Amann et al. 2004). Por consiguiente, no está claro si un mayor volumen de cuádriceps puede conducir a una capacidad mayor para generar producción de potencia aeróbica. La aplicación de una mayor fuerza de pedaleo puede depender de la producción de potencia del músculo de la cadera junto con la producción de potencia del extensor de la rodilla (Elmer et al. 2011) lo que limita la contribución combinada de los cuádriceps y de los gemelos utilizada en nuestro estudio.

Se ha demostrado previamente la relación contradictoria entre la efectividad de la fuerza de pedaleo y la eficiencia de ciclismo, y la mayoría de los estudios sugieren que una buena técnica no conduce a una mejor eficiencia (Korff et al. 2007; Bohm et al. 2008; Mornieux et al. 2008). Este resultado puede explicar la relación no significativa entre el índice de efectividad y la producción de potencia. Es más, los ciclistas también pueden cambiar la cinética y la cinemática de las articulaciones para mejorar la técnica de pedaleo sin cambiar el índice de efectividad (Bini y Diefenthaler 2010). Esto podría sugerir que la técnica de pedaleo no debería ser completamente estudiada solamente a través de las mediciones de la fuerza de pedaleo. Zameziati et al. (2006) observaron una mayor efectividad de fuerza en no ciclistas que pedaleaban en su carga de trabajo máxima, lo que sugiere que los no ciclistas podrían necesitar mejorar la efectividad de la fuerza de pedaleo debido a una menor capacidad oxidativa en los extensores de rodilla y de cadera. Sin embargo, este hallazgo no fue avalado por nuestros resultados que sugieren que deben realizarse estudios adicionales para evaluar la adaptación de la técnica de pedaleo por medio del entrenamiento en los ciclistas principiantes.

Otro factor que puede influir en la producción de potencia es la activación de los músculos de las piernas (es decir los extensores de articulación de rodilla y de cadera). Bini et al. (2008) observaron fuertes correlaciones entre la producción de potencia y la activación del recto femoral ($r = 0,94$) y del vasto lateral ($r = 0,95$) durante una prueba contrarreloj de ciclismo de 40-km. Por otro lado, las activaciones del tibial anterior ($r = 0,65$), del gastrocnemio medial ($r = 0,77$) y del bíceps femoral ($r = 0,67$) no siguieron el mismo patrón. Las condiciones de evaluación (es decir carga constante versus tiempo en prueba contrarreloj de 40-km) pueden ayudar a explicar las diferencias en nuestros resultados. Otra característica conflictiva podría ser el uso de varias regresiones bivariadas (en el estudio de Bini et al. 2008) versus el uso de regresión por pasos utilizada en nuestro estudio. Este método tiene en cuenta la contribución de todas las variables utilizadas en el modelo lo que sería más apropiado para reducir los errores de tipo I en los análisis múltiples. La interacción entre las variables fisiológicas y biomecánicas con la producción de potencia aeróbica en ciclismo todavía debe ser estudiada con detalle. Los estudios futuros deberían enfocarse en supervisar las variables fisiológicas y biomecánicas cuando los ciclistas son sometidos a programas de entrenamiento. En concordancia con eso, en las futuras investigaciones podría evaluarse los efectos de las variables fisiológicas y biomecánicas sobre el rendimiento aeróbico.

Dentro de las limitaciones de nuestro estudio podemos mencionar la medición de la activación y el volumen muscular a partir de los músculos de la articulación de la rodilla y del tobillo, sin que estuvieran involucrados los músculos mono articulares de la cadera (por ejemplo Glúteo Máximo). El uso de mediciones sobre la pierna derecha (en lugar de mediciones bilaterales) podría afectar nuestros resultados debido a las potenciales asimetrías en el movimiento de pedaleo. La incorporación de la cinética y de la cinemática de la articulaciones como medidas de técnica de pedaleo podría haber mejorado nuestro modelo. La valoración de imágenes de ultrasonido del muslo posterior podría haber colaborado con nuestro análisis de volumen muscular porque los ciclistas (y no ciclistas) que tienen isquiotibiales de gran volumen pueden producir elevadas producciones de potencia.

CONCLUSIONES

La aplicación de la fuerza resultante de pedaleo se relacionó significativamente con la producción de potencia en los ciclistas. El rendimiento de resistencia en los tests de ciclismo realizados en laboratorio no parece depender del volumen del músculo cuádriceps, de la efectividad de fuerza de pedaleo ni de la activación de los miembros inferiores. Por otra parte el consumo de oxígeno explicó el rendimiento de ciclismo en los sujetos no atletas.

REFERENCIAS

1. Abbiss C.R., Karagounis L.G., Laursen P.B., Peiffer J.J., Martin D.T., Hawley J.A., Fothergill N.N., Martin J.C. (2011). Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 110(5): 1248-1255.
2. Amann M., Subudhi A.W., Walker J., Eisenman P., Shultz B., Foster C. (2004). An evaluation of the predictive validity and reliability of ventilatorio threshold. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36: 1716-1722.
3. Bijker K.E., de Groot G., Hollander A.P. (2002). Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology* 87: 556-561.
4. Bini R.R., Carpes F.P., Diefenthaler F., Mota C.B., Guimaraes A.C.S. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport* 11: 363-370.
5. Bini R.R., Diefenthaler F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 9: 223-235.
6. Bini R.R., Hume P.A., Croft J.L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine* 41(6): 463-476.
7. Bini R.R., Hume P.A., Lanferdini F.J., Vaz M.A. (in press 1). (2012). Effects of body positions on the saddle on pedalling technique for cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*. DOI: 10.1080/17461391/708792
8. Bini R.R., Hume P.A., Kilding A.E. (in press 2). (2012). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*. DOI: 10.1080/17461391/725105
9. Bohm H., Siebert S., Walsh M. (2008). Effects of short-term training using SmartCrank on cycle work distribution and power output during cycling. *European Journal of Applied Physiology* 103: 225-232.
10. Coyle E.F., Feltner M.E., Kautz S.A., Hamilton M.T., Montain S.J., Baylor A.M., Abraham L.D., Petrek G.W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23: 93-107.
11. Dancey C.P., Reidy J. (2004). Statistics without maths for psychology: Using SPSS for Windows TM. *Pearson/Prentice Hall*.
12. De Luca C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2): 135-163.
13. De Vey Mestdagh K. (1998). Personal perspective: In search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics* 29: 325-334.
14. Due S., Betik A.C., Grappe F. (2005). EMG activity does not change during a time trial in competitive cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 26: 145-150.
15. Elmer S.J., Barratt P.R., Korff T., Martin J.C. (2011). Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43(10): 1940-1947.
16. Hansen E.A., Sjogaard G. (2007). Relationship between efficiency and pedal rate in cycling: significance of internal power and muscle fiber type composition. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 17: 408-414.
17. Hug F., Dorel S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19: 182-198.
18. Korff T., Romer L.M., Mayhew I., Martin J.C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39: 991-995.
19. Laursen P.B., Shing C.M., Tennant S.C., Prentice C.M., Jenkins D.G. (2003). A comparison of the cycling performance of cyclists and triathletes. *Journal of Sports Science* 21(5): 411-418.
20. Leirdal S., Ettema G. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43(4): 701-705.
21. Macintosh B.R., Neptune R.R., Horton J.F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32: 1281-1287.
22. Marfell-Jones M., Olds T., Stewart A., Carter L. (2006). International standards for anthropometric assessment. *ISAK, Potchefstroom, South Africa*.
23. Merletti R., Botter A., Troiano A., Merlo E., Mnetto M.A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clinical Biomechanics* 24(2): 122-134.
24. Myatani M., Kanehisa H., Kuno S., Nishijima T., Fukunaga T. (2002). Validaty of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. *European Journal of Applied Physiology* 86(3): 203-208.
25. Miyatani M., Kanehisa H., Ito M., Kawakami Y., Fukunaga T. (2004). The accuracy of estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *European Journal of Applied Physiology* 91:264-272.
26. Mornieux G., Gollhofer A., Stapelfeldt B. (2010). Muscle coordination while pulling up during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 31: 843-846.
27. Mornieux G., Stapelfeldt B., Collhofer A., Belli A. (2008). Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 29: 817-822.
28. Nabinger E., Iturrioz I., Zaro M.A. (2002). Development of a triaxial force platform for the measurement of force at a bicycle pedal. *International Symposium of Biomechanics in Sports, Caceres - Extremadura - Spain*, pp. 290-293.
29. Patterson R.P. Moreno M.I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22(4): 512-516.
30. Rossato M., Bini R.R., Carpes F.P., Diefenthaler F., Moro A.R.P. (2008). Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 29: 746-752.
31. Weston S.B., Gabbett T.J. (2001). Reproducibility of ventilation of thresholds in trained cyclists during ramp cycle exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport* 4: 357-366.

32. Winter D.A. (2005). Biomechanics and motor control of human movement. *John Wiley & Sons, New Jersey*.
33. Zameziati K., Mornieux G., Rouffet D., Belli A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology* 96:274-281.

Cita Original

Fábio J Lanferdini , Rodrigo R Bini, Giovani dos Santos-Cunha, André L Lopes, Flávio A de Souza Castro, Álvaro Reischak-Oliveira and Marco A Vaz (2014). Relationship between physiological and biomechanical variables with aerobic power output in cycling. *Journal of Science and Cycling*, 3(1): 9-15