

## Aplicación de la teoría generalizabilidad a un análisis de tensiomiografía en ciclistas profesionales de ruta

Oscar García-García\*, Antonio Hernández Mendo\*\*,  
Virginia Serrano Gómez\*\*\* y Verónica Morales-Sánchez\*\*

*APPLICATION OF THE GENERALIZABILITY THEORY OF TENSIOGRAPHY ANALYSIS OF PROFESSIONAL ROAD CYCLISTS*

**KEYWORDS:** Tensiomyography, Professional cyclist, Generalizability theory.

**ABSTRACT:** The aim of this study is to determine the reliability and generalizability of the data structure from the assessment, through tensiomyography (TMG), the parameters of muscle time contraction (TC) and maximum radial displacement of the muscle belly (DM) of the vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris and biceps femoris muscles of 10 professional road cyclists. TMG measurements took place during the preparatory period and the competitive period. An analysis of variance components by least-squares procedure and maximum likelihood (<.0001), and an analysis of generalizability was performed. The results indicate that the values of error of the variance components analysis by least-squares procedure and maximum likelihood are identical for TC and DM variables, which enables us to consider the sample as normal, linear and homoscedastic. The precision model of the TC variable shows a suitable level of reliability and generalizability ( $e^2 = .89$   $\Phi = .83$ ). The model of DM variable shows a suitable level of reliability and a generalizability close to the proper one ( $e^2 = .826$   $\Phi = .785$ ). The optimization of the design with the variable TC achieved excellent levels of reliability  $e^2 = .94$  and generalizability ( $\Phi = .90$ ), as well as the variable DM ( $e^2 = .92$   $\Phi = .90$ ). The importance of this work lies in the use of TMG as a primary intervention technique in the prevention of muscle injuries through the calculation of symmetries and their compensation with guaranteed reliability, accuracy and validity.

Dentro de la población de ciclistas profesionales de fondo en carretera, los músculos envueltos en la flexión/extensión de la rodilla son especialmente relevantes, ya que esta articulación es una de las más activas durante el pedaleo, teniendo los músculos flexores y extensores de la rodilla un rol importante (Hug and Dorel, 2009).

También la rodilla es una de las articulaciones del ciclista que más tensión soporta, y una de las que más problemas sufren. El dolor de rodilla debido a la sobre sollicitación es el más común de los problemas en los miembros inferiores de los ciclistas (Holmes et al, 1994) y una de las áreas de lesión no traumática más habitual (Dettori and Norvell, 2006). Los resultados obtenidos por Callaghan and Jarvis (1996) tras la evaluación de 523 ciclistas de élite británicos, durante un periodo de 6 años, confirman que los dos problemas más importantes del sistema músculo-esquelético de los ciclistas son el dolor de espalda baja (60% de los ciclistas) y el dolor de rodilla (33% de ellos). Wanich et al. (2007) determinaron que entre el 21% y el 65% de los ciclistas informan sobre algún tipo de lesión no traumática en la rodilla durante su carrera profesional, e indican el sobre uso, entre otras, como causa de este problema. Esta situación puede agravarse si la fatiga altera la mecánica de pedaleo, ya que podría incrementar el riesgo de lesión por la potencial exposición de la rodilla aun mayor estrés (Abt et al, 2007).

La Tensiomiografía (TMG) es una novedosa herramienta que permite evaluar las propiedades contráctiles de músculos superficiales aislados de forma no invasiva, a través de la medición de los parámetros del tiempo y del máximo desplazamiento radial del vientre muscular durante su contracción isométrica producida de forma involuntaria como respuesta a un estímulo eléctrico. Esta técnica de evaluación permite superar la dificultad que presenta determinar el desempeño de cada músculo dentro de un mismo grupo muscular. El principio del sistema de medición está basado en asumir que el desplazamiento radial del vientre muscular detectado por el sensor es proporcional a la fuerza muscular que es capaz de generar el músculo evaluado (Valenčič and Djordjevič, 2001; Valenčič, Knez and Šimunič, 2001).

Se ha sugerido que la información sobre la estructura del músculo esquelético es muy importante para observar los cambios provocados en los músculos y mejorar el proceso de entrenamiento de los deportistas (Dahmane et al., 2001), y que la TMG es una técnica de gran sensibilidad para detectar cambios en las características de los músculos de las piernas (Rodríguez-Ruiz et al., 2011). En este sentido, ha sido detectado, a través de TMG, el efecto que 10 días de entrenamiento de resistencia ha tenido sobre el Vastus Lateralis de 10 atletas, observando un incremento en su Tiempo de Contracción (TC) y en el Máximo Desplazamiento Radial del músculo (DM) (Kerševan, Valenčič, Djordjevič

Correspondencia: Oscar García García. Facultad de Ciencias de la Educación y del Deporte. Universidad de Vigo. Campus universitario A Xunqueira s/n. Pontevedra 36005  
E-mail: oscargarcia@uvigo.es

\* Universidad de Vigo.

\*\* Universidad de Málaga.

\*\*\* Universidad de A Coruña.

— Fecha de recepción: 24 de Noviembre de 2011. Fecha de aceptación: 14 de Mayo de 2012.

and Šimunič, 2002). También se ha determinado que no existen diferencias significativas entre jugadoras y jugadores de voleibol de élite cuando han sido evaluadas las propiedades contráctiles de los músculos de sus piernas a través de TMG (Rodríguez-Ruiz et al., 2011).

Además, se ha informado que el seguimiento y control a través de TMG puede suponer una mejora en el proceso de entrenamiento, ya que permite una adecuada monitorización y la mejora de los programas de prevención de lesiones de isquiotibiales, disminuyendo el porcentaje de lesiones sobre el grupo control (Vasilescu, Rusu and Dragomir, 2008). No obstante, su aplicación al ámbito deportivo todavía resulta incipiente.

Por otro lado, la aplicación de la Teoría de la Generalizabilidad (Cronbach, Gleser, Nanda y Rajaratnam, 1972) permite estimar el grado de generalización de un diseño de medida con respecto a las condiciones particulares de un valor teórico buscado y asume que cualquier situación de medida posee infinitas fuentes de variación (denominadas facetas). El objetivo es analizar las diferentes fuentes de variación que pueden estar afectando a una medida o diseño de medida. El coeficiente de generalizabilidad permite estimar el ajuste de la media observada a la media de todas las observaciones posibles. En este caso el problema de la fiabilidad se refiere a la precisión de esta generalización. La teoría de la generalizabilidad ha sido concebida con el fin de unificar las diferentes definiciones de fiabilidad, validez y precisión. Estas definiciones no son contradictorias, sino que cada una de ellas corresponde a un aspecto parcial de un modelo más general, que considera todas aquellas fuentes de variación que afectan a los resultados observados.

Uno de los objetivos importantes de la medición es intentar identificar y medir los componentes de variancia que están aportando error a una estimación e implementar estrategias que reduzcan la influencia de estas fuentes de error sobre la medida (Blanco, 1993; Blanco, Castellano, y Hernández Mendo, 2000). El concepto estadístico de muestreo de fuentes de variación múltiples permite que cada parámetro de la situación de medición sea considerado como una faceta de un diseño de medida, de forma que, aplicando las técnicas del análisis de variancia, se podría cuantificar la importancia de cada fuente de variación. A este efecto, la variancia observada se fracciona en componentes de variancia y se obtiene información analizando dichos componentes particularmente en lo que respecta a la contribución del error en un determinado diseño. El análisis de los componentes informa sobre qué facetas contribuyen con más error, para ser modificadas posteriormente en los sucesivos diseños. Con este fin, el investigador debe estimar los componentes de variancia de las observaciones en un estudio previo o estudio de generalizabilidad (Anguera y Blanco, 2003; Blanco, 1993; Blanco, Castellano, y Hernández Mendo, 2000). A partir del mismo, se desarrolla un plan de observación, complementario, que trata de minimizar los componentes no deseados, de la variancia de las puntuaciones. Su aplicación consta de cuatro fases, las dos primeras basadas en el análisis de la variancia, mientras que la tercera y la cuarta aplican los conceptos propios de la teoría de la generalizabilidad.

El objetivo de este trabajo es determinar la fiabilidad y generalizabilidad de la estructura de datos procedentes de la evaluación, a través de TMG, de los parámetros TC y DM de los músculos que actúan alrededor de la articulación de la rodilla, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris y bíceps femoris, de ambas piernas de ciclistas profesionales de fondo en carretera.

## Metodo

### Participantes

La investigación ha envuelto a un grupo de ciclistas profesionales de ruta que dieron por escrito su consentimiento informado, junto con el cuerpo técnico y los managers. El protocolo de investigación siguió las directrices marcadas por la conferencia de Helsinki sobre Investigaciones Biomédicas en Humanos (18th Medical Assembly, 1964; revisada en 1983 en Italia y en 1989 en Hong Kong), y el Acuerdo para la Conservación de los Derechos Humanos y la dignidad respecto a las aplicaciones biológicas y médicas (IR1999; B.O.E. 251, 1999). El estudio fue aprobado por el comité de ética local.

El total de ciclistas profesionales de fondo en carretera evaluados fue de 10 (edad  $27.5 \pm 5.5$  años, peso  $65.6 \pm 5.46$  kg, altura  $178.2 \pm 7.8$  cm). En concreto, se registraron las propiedades contráctiles, mediante TMG, de los músculos extensores de la rodilla Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL) y Rectus Femoris (RF), y del músculo flexor de la rodilla Bíceps Femoris (BF) de ambas piernas.

### Material

Para evaluar los músculos de los ciclistas se utilizó un equipo de TMG, compuesto por un transductor digital de desplazamiento (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia), un electroestimulador TMG-S2 (EMF-FURLAN & Co. d.o.o., Ljubljana, Slovenia), electrodos autoadhesivos (5x5cm, 2mm/h. Conlin Medical Supply Co., Ltd, China), y el software TMG® que transforma la respuesta en una curva de tiempo-desplazamiento.

Los datos fueron analizados usando el paquete estadístico SPSS (Statistical Package for the Social Sciences. Illinois. USA) para Windows v.19.0, el software Edu G v.6 (Cardinet, Johnson & Pini, 2010) para el desarrollo del análisis de generalizabilidad, y el paquete estadístico SAS System para Windows v. 9.1.

### Procedimiento

Las mediciones se realizaron en posición estática y relajada, en posición tumbada de cúbito supino para medir los extensores de rodilla, con la rodilla fijada en un ángulo de  $120^\circ$  y en posición tumbada de cúbito prono para medir el flexor de rodilla, con la rodilla fijada en  $150^\circ$ .

Para medir el desplazamiento radial de cada músculo evaluado se colocó el transductor digital de desplazamiento (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia) de forma perpendicular a la parte más gruesa del vientre muscular. La situación del sensor y de los electrodos fue determinada de forma individual en cada músculo, siguiendo las indicaciones anatómicas de Delagi et al. (1975). Para provocar la respuesta del músculo se utilizó un estímulo eléctrico (electroestimulador TMG-S2. EMF-FURLAN & Co. d.o.o., Ljubljana, Slovenia) de 1 milisegundo de duración cuya intensidad se fue incrementando de 10 en 10mA desde los 30mA hasta alcanzar los 110mA (máxima intensidad de estimulación). Entre estímulos hubo un tiempo de 10 segundos para evitar efectos de fatiga en el músculo (Krizaj, Simunic and Zagar, 2008).

En cada medición se obtuvieron dos parámetros: el máximo desplazamiento radial del vientre muscular (DM) medido en milímetros y el tiempo de contracción (TC) determinado entre el 10% y el 90% de la máxima respuesta del DM, medido en milisegundos. Ambos parámetros han mostrado tener una muy buena reproductibilidad a corto plazo (Krizaj et al., 2008; Tous-Fajardo

et al., 2010; Rodríguez-Matoso et al., 2010). De todas las curvas de tiempo-desplazamiento obtenidas en cada ciclista, solamente se seleccionó para el análisis de datos aquella que representaba el mayor DM (máxima respuesta de desplazamiento radial del músculo) en cada uno de los músculos evaluados.

Las mediciones tuvieron lugar durante el periodo preparatorio y el periodo competitivo, cinco semanas antes de iniciarse la Vuelta a España, con una diferencia de 223 días entre una medición y otra, realizadas en el día de descanso activo de un microciclo de recuperación, estando todos los ciclistas en un estado saludable.

## Resultados

Se presentan los estadísticos descriptivos, media y desviación típica. Se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov, obteniendo una distribución normal de la muestra, por lo que para la compa-

ración de medias (considerando el total de medidas obtenidas) se aplicó la prueba t para muestras relacionadas ( $p < .05$ ), aunque debido al número de participantes de la muestra ( $n = 10$ ), se aplicó de forma complementaria la prueba de Wilcoxon ( $p < .05$ ). Se implementó posteriormente un análisis de componentes de varianza usando el procedimiento de mínimos cuadrados (Varcomp) y el método de máxima verosimilitud (GLM) para una simulación en la que la media y la desviación típica se mantenían constantes. Finalmente se realizó un análisis de GT para obtener los indicadores de fiabilidad ( $e^2$ ) y de generalizabilidad ( $\Phi$ ).

En la Tabla 1 se muestran los valores medios y sus desviaciones típicas de los parámetros recogidos en este trabajo en ambos periodos. Como se puede observar no se muestra el valor de cada pierna, ya que no se han encontrado diferencias significativas entre el miembro inferior izquierdo y derecho en ninguno de los músculos evaluados de cada uno de los ciclistas de la muestra, por lo que el valor corresponde a la media de ambas piernas.

Músculo	TC PP ms	TC PC ms	DM PP mm	DM PC mm
Vastus medialis (VM)	28.7 (5.5)	40.6 (14.4)	7.2 (2.3)	8.3 (1.5)
Vastus lateralis (VL)	28.3 (4.9)	40.6 (10.2)	5.8 (1.6)	5.0 (1.4)
Rectus femoris (RF)	35.9 (6.9)	45.9 (16.2)	8.6 (3.0)	7.4 (2.8)
Biceps femoris (BF)	35.9 (9.9)	28.2 (5.2)	6.1 (2.3)	5.2 (2.3)

Tabla 1. Valores descriptivos del TC (medido en milisegundos) y DM (medido en milímetros) del periodo preparatorio (PP) y periodo competitivo (PC). Media y desviación estándar.

Los resultados de la tabla 1 muestran que en el periodo preparatorio el extensor de la rodilla RF y el flexor de la rodilla BF son los que mayor TC presentan, en el período competitivo el RF sigue siendo el músculo con mayor TC y el flexor de la rodilla BF es el que menor valor obtiene. En cuanto al DM, en el periodo preparatorio, RF es el músculo de mayor valor y VL el que menor DM alcanza, en el periodo competitivo, el músculo que más DM presenta es el VM, por el contrario, son VL y BF los que menor DM presentan.

Como se puede observar en la Tabla 2 se han encontrado diferencias significativas en el TC y en el DM entre los diferentes

músculos estudiados. En concreto VM y VL presentan diferencias significativas en cuanto a su DM, tanto en el PP como en el PC. VM y RF presentan diferencias significativas en cuanto a su TC, tanto en el PP como en el PC. VM y BF presentan diferencias significativas en cuanto a TC y DM en el PC. VL y RF presentan diferencias significativas en cuanto a TC y DM en el PP, y solo en el DM en el PC. VL y BF presentan diferencias significativas en TC, tanto en el PP como en el PC. Por último, RF y BF presentan diferencias significativas en DM, tanto en el PP como en el PC y en TC solo en el PC.

		VM-VL	VM-RF	VM-BF	VL-RF	VL-BF	RF-BF
TC PP	T	.18	-3.78*	-1.94	-4.27*	-2.25*	.006
	Sig.	.85	.04	.08	.02	.05	.99
DM PP	T	2.72*	-2.03	1.39	-3.28*	-.34	3.47*
	Sig.	.02	.07	.19	.09	.73	.007
TC PC	T	-.13	-3.27*	2.27*	-1.65	3.47*	3.07*
	Sig.	.99	.01	.04	.13	.007	.01
DM PC	T	8.57*	.89	3.45*	-3.48*	-.43	3.96*
	Sig.	.001	.39	.007	.007	.67	.03

Tabla 2. Estadísticos de contraste de la prueba t para muestras relacionadas ( $p < .05$ )\* entre los músculos VM, VL, RF y BF de los ciclistas evaluados.

Realizado un análisis de componentes de varianza sobre el modelo TC = c\*p\*m, donde “c” es el ciclista, “p” es el periodo donde se tomaron los datos, y “m” es el músculo evaluado, resulta

01) al igual que las 3 facetas y sus correspondientes interacciones, explicando el 83.89% de la varianza y un coeficiente de variación de 19.85 (Tablas 3 y 4).

<b>Variable dependiente: TC</b>					
Fuente	DF	Suma de cuadrados	Cuadrado de la media	F	F-Valor Pr >
Modelo	79	20763.63	262.83	5.28	<.0001
Error	80	3985.49	49.81		
Total correcto	159	24749.13			
	R-cuadrado	Coef Var	Raíz MSE	t Media	
	0.83	19.85	7.05	35.55	

Tabla 3. Análisis de varianza modelo TC = c\*p\*m.

Fuente	DF	Tipo I SS	Cuadrado de la media	F-Valor	Pr > F
c	9	6981.23	775.69	15.57	<.0001
p	1	1756.28	1756.28	35.25	<.0001
c*p	9	1219.87	135.54	2.72	.008
m	3	1707.64	569.21	11.43	<.0001
c*m	27	3075.29	113.89	2.29	.002
p*m	3	2764.94	921.64	18.50	<.0001
c*p*m	27	3258.34	120.67	2.42	.001

Tabla 4. Análisis de varianza modelo TC = c\*p\*m.

Se realizó igualmente un análisis de componentes de varianza sobre el modelo DM = c\*p\*m, resultando que el modelo es también significativo (p < .0001) al igual que dos de sus facetas (c y

m) y sus correspondientes interacciones (a excepción del modelo saturado que no es significativo), explicando el 82.42% de la varianza y un coeficiente de variación de 24.19 (Tablas 5 y 6).

<b>Variable dependiente: DM</b>					
Fuente	DF	Suma de cuadrados	Cuadrado de la media	F	F-Valor Pr >
Modelo	79	997.63	12.62	4.75	<.0001
Error	80	212.66	2.65		
Total correcto	159	1210.29			
	R-cuadrado	Coef Var	Raíz MSE	d Media	
	0.82	24.19	1.63	6.73	

Tabla 5. Análisis de varianza modelo DM = c\*p\*m.

Fuente	DF	Tipo I SS	Cuadrado de la media	F-Valor	Pr > F
c	9	325.52	36.16	13.61	<.0001
P	1	6.72	6.72	2.53	.115
c*p	9	123.60	13.73	5.17	<.0001
m	3	222.57	74.19	27.91	<.0001
c*m	27	187.24	6.93	2.61	.0005
p*m	3	32.65	10.88	4.09	.009
c*p*m	27	99.31	3.67	1.38	.134

Tabla 6. Análisis de varianza modelo DM = c\*p\*m.

Estos análisis se han realizado utilizando procedimiento de Mínimos Cuadrados (Varcomp) y de Máxima Verosimilitud (GLM), encontrando que los valores de error son iguales con ambos procedimientos para cada una de las variables estudiadas. Este hallazgo permite considerar que la muestra es normal, lineal y homocedástica.

Además se ha realizado un análisis de generalizabilidad para determinar la fiabilidad de la estructura de datos y su capacidad de generalización. Se han estimado dos modelos de precisión, uno con la variable TC y otro con la variable DM (Tabla 7). En cada uno de ellos se ha tenido en cuenta las tres facetas ya comentadas: ciclistas (c), periodo (p), y músculo evaluado (m) así como sus correspondientes interacciones (c\*p, c\*m, p\*m, y c\*p\*m).

Modelo / Fuentes de varianza	SSq	DF	SE	% varianza	
<b>TC (PM/C)</b>					
c	6981.23	9	42.32	26	
p	1756.28	1	38.73	7	
c*p	1219.87	9	16.47	1	
m	1707.64	3	34.32	0	
c*m	3075.29	27	21.78	0	
p*m	2764.94	3	58.37	26	
c*p*m	3258.34	27	31.69	39	
		$e^2 = .89$	$\Phi = .83$		
<b>DM (PM/C)</b>					
c	325.52	9	2.07	17	
p	6.72	1	.26	0	
c*p	123.60	9	1.48	18	
m	222.57	3	2.37	22	
c*m	187.24	27	.03	12	
p*m	32.65	3	.69	5	
c*p*m	99.31	27	.96	26	
		$e^2 = .82$	$\Phi = .78$		

Tabla 7. Fiabilidad ( $e^2$ ) generalizabilidad ( $\Phi$ ) y porcentajes de varianzas asociadas.

El primer modelo con la variable TC presenta un adecuado nivel de fiabilidad y de generalizabilidad, sin embargo, el modelo con la variable DM presenta un adecuado nivel de fiabilidad y está muy cerca de conseguir un adecuado nivel de generalizabilidad. Para optimizar esta estructura de diseño con la variable TC sería necesario disponer de una muestra de 19 ciclistas con el que se conseguirían unos excelentes niveles de fiabilidad ( $e^2 = .94$ ) y de generalizabilidad ( $\Phi = .90$ ), así mismo para la variable DM una muestra de 25 ciclistas supondría un excelente nivel de de fiabilidad ( $e^2 = .92$ ) y de generalizabilidad ( $\Phi = .90$ ).

### Discusión

El objetivo del trabajo era determinar la fiabilidad y generalizabilidad de la estructura de datos de los parámetros TC y DM, evaluados a través de TMG, de ciclistas profesionales de fondo en carretera. De acuerdo a los resultados obtenidos, los diseños de medida con la variable TC son fiables y generalizables, además el diseño utilizado es significativo y explica el total de la varianza. Con la variable DM, una vez realizada la optimización del diseño, encontramos que aumentando la muestra se obtendrían resultados óptimos de fiabilidad y generalizabilidad.

Los músculos evaluados presentan un patrón diferenciador en ambos parámetros. El TC de los extensores de la rodilla (VM, VL y RF) difiere de forma significativa con el TC del flexor de la rodilla (BF) durante el PC, mientras que durante el PP las diferencias entre los extensores de rodilla y el flexor de rodilla no son claras. Este hallazgo en el PC está en consonancia con los resultados de Rodríguez-Ruíz et al. (2011) que también mostraron diferencias en la velocidad de respuesta normalizada entre los extensores y el flexor de rodilla, evaluados a través de TMG, en jugadores y jugadoras de élite de voleibol, siendo más acentuado, este hecho, en las jugadoras.

Hay que tener en cuenta que el TC se ha relacionado de forma significativa con la distribución espacial de los diferentes tipos de fibras determinados por método histoquímico (Dahmane et al., 2001; Dahmane et al., 2005; Simunic et al., 2011). Este hecho sugiere una adaptación específica al modelo de rendimiento mecánico del pedaleo, ya que los contenidos del entrenamiento durante el PP son diferentes (running, entrenamiento de fuerza analítico con cargas bajas, natación, etc.) a los utilizados durante PC.

Las diferencias de TC entre VM, VL respecto a RF en el PP, y de VM respecto a RF en el PC, podrían ser explicadas por la condición de músculo biarticular que tiene RF y por tanto su



doble misión de extensor de rodilla y flexor de cadera, lo que corresponde también con las diferencias encontradas por Rodríguez-Ruiz et al. (2011) en los valores de respuesta normalizada de velocidad, evaluada a través de TMG, entre VM y VL comparados con RF y BF, siendo los primeros músculos monoarticulares, y estos últimos músculos biarticulares.

En cuanto al parámetro DM, hay diferencias significativas en ambos periodos evaluados entre los músculos VM-VL, VL-RF, RF-BF. Además en el periodo competitivo también VM-BF presenta diferencias significativas. El DM es un parámetro asociado al tono muscular (muscle stiffness) y a los cambios en la sección transversal del músculo, pudiendo estar afectado por las propiedades mecánicas del tendón muscular, ya que un incremento en los valores de este parámetro ha sido atribuido a un decrecimiento del tono del músculo y del tendón (Pišot et al. 2008). Este hecho sugiere que la diferente misión que tienen los músculos evaluados, en el modelo de rendimiento mecánico del pedaleo, hace que aparezcan diferencias significativas en cuanto a su tono y sección transversal, fruto de las adaptaciones que alcanza cada músculo.

La ausencia de diferencias significativas entre el lado derecho e izquierdo y el hallazgo de diferencias significativas entre los extensores y el flexor de la rodilla (agonista-antagonista), son relevantes desde el punto de vista del equilibrio o simetría muscular alrededor de una articulación. La simetría articular y muscular del deportista parece ser un factor importante para reducir el riesgo de lesiones y disponer de una mayor estabilidad en su rendimiento, ya que ha sido señalado como fundamental para optimizar el rendimiento deportivo y mantener un estado saludable en deportistas activos (García-García et al., 2009). Los desequilibrios musculares son el producto de fenómenos de acortamiento y debilitamiento de los músculos, que ocurren con frecuencia en el entrenamiento deportivo (Lebmann, 1991), por tanto será importante un desarrollo equilibrado de la musculatura que circunda una articulación. Los resultados obtenidos por Blackburn et al. (2000) con el entrenamiento de fuerza en el desarrollo y mantenimiento de la estabilidad articular del tobillo en sujetos sanos, permiten atribuir al tono muscular un importante rol en la estabilidad articular.

Este factor ha sido objeto de estudio en diferentes deportes, utilizando distintos métodos de medición de la fuerza muscular y del rango de movimiento articular. Así, Zakas (2006) no evidenció asimetrías entre la pierna izquierda y derecha en jugadores profesionales de fútbol, ni Dupuis et al. (2002) entre rotadores internos y externos de cada hombro en jugadores de voleibol y judokas, ni Rodríguez-Ruiz et al. (2011) entre ambas piernas en jugadores de élite de voleibol, evaluados a través de TMG. Tampoco Schiltz et al. (2009) encontraron diferencias significativas entre el lado dominante y no dominante en jugadores profesionales de baloncesto evaluados a través de un test isokinético y de dinamometría para los cuádriceps e isquiotibiales en contracción concéntrica y excéntrica, siendo estas diferencias bilaterales de hasta del  $8.2 \pm 11.3\%$  entre los flexores de la rodilla a  $60^\circ$ , del  $11.3 \pm 17.4\%$  entre los extensores de la rodilla a  $60^\circ$ , y del  $12.0 \pm 7.9\%$  en el drop jump, si se toman los resultados en valores relativos ( $\text{Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ ).

En el caso de los ciclistas de esta muestra, el porcentaje medio de simetría lateral, proporcionado por el software TMG® entre los músculos que se evalúan, calculados mediante ecuaciones implementadas en el propio software, fue de  $82.32 \pm 8.07\%$  y  $82.20 \pm 11.38\%$  en el PP y el PC respectivamente, lo que indica una simetría lateral estable a lo largo de la temporada ( $82.26 \pm 9.84\%$ ).

Estos datos sugieren que al no existir diferencias significativas entre ambos lados, cuando el porcentaje determinado por el software TMG® es superior al 80%, podría considerarse como adecuado. Estos resultados están dentro de lo esperable para un deporte que implica la realización de un gesto mecánico cíclico a través del uso de una cadena cinética cerrada.

Por otro lado, se ha descrito un nivel significativo de asimetría en la fuerza muscular entre los flexores y extensores de rodilla en ambas piernas, en corredores de larga distancia (Vagenas and Hoshizaki, 1991), cifrando la diferencia de fuerza en el 8.1% (flexión derecha  $102.71 \pm 27.36$  Nm vs extensión  $178.55 \pm 37.19$  Nm; flexión izquierda  $102.11 \pm 19.54$  Nm vs extensión  $176.65 \pm 32.69$  Nm), y también en jugadores profesionales de baloncesto se han observado importantes diferencias de simetría funcional entre los flexores y los extensores de rodilla (Schiltz et al., 2009), así como entre los extensores y flexores de rodilla de jugadores de élite de voleibol, evaluados a través de TMG (Rodríguez-Ruiz et al., 2011). Sin embargo, Dupuis et al. (2002) no encontraron diferencias significativas entre la fuerza de los rotadores internos y externos del hombro del lado dominante y no dominante en jugadores de voleibol y judokas, con un ratio RI/RE inferior a 1, y de la misma forma Zakas (2006) no evidenció asimetrías funcionales entre los músculos extensores y flexores de la rodilla en jugadores profesionales de fútbol.

En esta línea, el software TMG® también provee de valores en forma de porcentaje sobre la simetría funcional, es decir, la relación que existe entre los extensores de la rodilla y los flexores VM&VL&RF/BF siendo entre los participantes de esta muestra de un  $77.4 \pm 9\%$  en el periodo preparatorio y de un  $73.2 \pm 8.8\%$  en el periodo competitivo. Las diferencias significativas encontradas entre los extensores y el flexor de rodilla en el PC, podría sugerir que un valor cercano al 70% no sea considerado como bueno.

No obstante, es importante concretar que las ecuaciones del software TMG® tratan a los tres extensores de la rodilla de forma conjunta en su relación con el flexor de la rodilla, mientras que en nuestro análisis se ha tratado a cada músculo de forma individual en su relación con los demás, por lo que dificulta la posibilidad de sugerir un determinado porcentaje de simetría funcional como correcto o adecuado.

Esta comparación, tal y como señalan García-García et al. (2011) resulta útil para establecer medidas de simetría que controlen la diferenciación en el desarrollo muscular que se produce con el entrenamiento sistemático de una disciplina deportiva, fruto de su rendimiento mecánico, donde es necesario cuidar más el equilibrio muscular, llegando a establecer unos valores de referencia para optimizar el rendimiento y evitar posibles lesiones. Además, la obtención de valores de TMG de referencia para un deportista, podría permitir, en caso de lesión, un feedback sobre su grado de mejora a lo largo de toda la recuperación, ejerciendo como una herramienta de control de las cargas de trabajo y su efecto en el músculo del deportista.

En conclusión, la aplicación de la teoría de la generalizabilidad ha permitido optimizar los diseños de medida de este trabajo. Este hecho tiene especial relevancia en estudios donde la muestra de deportistas de alto nivel resulta siempre limitada. La optimización de la estructura de diseño con las variables TC y DM consiguió unos excelentes niveles de fiabilidad y de generalizabilidad, lo que permite la utilización de la TMG como técnica de intervención en la prevención, y en el seguimiento y control de lesiones musculares, a través de las propiedades con-

tráctiles de los músculos y del cálculo de porcentajes de simetría, con garantías de fiabilidad, precisión y validez. Esta aplicación es especialmente interesante en el entrenamiento deportivo, donde el entrenamiento intensivo de un deporte provoca la diferencia-

ción en el desarrollo muscular de unos determinados músculos, fruto de su modelo de rendimiento mecánico, siendo necesario cuidar el equilibrio muscular y establecer los valores de referencia para optimizar el rendimiento y evitar posibles lesiones.

#### APLICACIÓN DE LA TEORÍA DE LA GENERALIZABILIDAD A UN ANÁLISIS DE TENSIOMIOGRAFÍA EN CICLISTAS PROFESIONALES DE RUTA

PALABRAS CLAVE: Tensiomiografía, Ciclista profesional, Teoría de la generalizabilidad.

RESUMEN: El objetivo del trabajo es determinar la fiabilidad y generalizabilidad de la estructura de datos procedentes de la evaluación, a través de tensiomiografía (TMG), de los parámetros tiempo de contracción muscular (TC) y máximo desplazamiento radial del vientre muscular (DM) de los músculos vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris y bíceps femoris de 10 ciclistas profesionales de fondo en carretera. Las mediciones de TMG tuvieron lugar durante el periodo preparatorio y el periodo competitivo. Se realizó un análisis de componentes de varianza por procedimiento de mínimos cuadrados y de máxima verosimilitud ( $<.0001$ ), y un análisis de generalizabilidad. Los resultados indican que los valores de error del análisis de componentes de varianza por procedimiento de mínimos cuadrados y de máxima verosimilitud son idénticos para las variables TC y DM, lo que permite considerar la muestra como normal, lineal y homocedástica. El modelo de precisión de la variable TC presenta un adecuado nivel de fiabilidad y de generalizabilidad ( $e^2 = .89 \Phi = .83$ ). El modelo con la variable DM presenta un adecuado nivel de fiabilidad y una generalizabilidad cercana a la adecuada ( $e^2 = .82 \Phi = .78$ ). La optimización de la estructura de diseño con la variable TC consiguió unos excelentes niveles de fiabilidad ( $e^2 = .94$ ) y de generalizabilidad ( $\Phi = .90$ ), al igual que la variable DM ( $e^2 = .92 \Phi = .90$ ). La importancia de este trabajo radica en la utilización de la TMG como técnica de intervención primaria en la prevención de lesiones musculares a través del cálculo de simetrías y su compensación con garantías de fiabilidad, precisión y validez.

#### APLICAÇÃO DA TEORIA DA GENERALIZAÇÃO A UMA ANÁLISE DE TENSIOMIOGRAFIA EM CICLISTAS PROFISSIONAIS DE ESTRADA

PALAVRAS-CHAVE: Tensiomiografía, ciclista profesional, teoría de la generalización.

RESUMO: O objectivo do trabalho é determinar a fidelidade e generalização da estrutura de dados procedentes da avaliação, através da tensiomiografia (TMG) dos parâmetros de tempo de contracção muscular (TC) e máximo deslocamento radial do ventre muscular (DM) dos músculos vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris e bíceps femoris de 10 ciclistas profissionais de fundo em estrada. As medições TMG decorreram durante o período preparatório e competitivo. Realizou-se uma análise de componentes de variância por procedimento de mínimos quadrados e de máxima verosimilhança ( $<.0001$ ), e uma análise de generalização. Os resultados indicam que os valores de erro da análise de componentes de variância por procedimento de mínimos quadrados e de máxima verosimilhança são idénticos para as variáveis TC e DM, o que permite considerar a amostra como normal, linear e homocedástica. O modelo de precisão da variável TC apresenta um adequado nível de fidelidade e de generalização ( $e^2 = .89 \Phi = .83$ ). O modelo com a variável DM apresenta um adequado nível de fidelidade e uma generalização próxima da adequada ( $e^2 = .82 \Phi = .78$ ). A optimização da estrutura de delineamento com a variável TC alcançou excelentes níveis de fidelidade ( $e^2 = .94$ ) e de generalização ( $\Phi = .90$ ), tal como a variável DM ( $e^2 = .92 \Phi = .90$ ). A importância deste trabalho reside na utilização da TMG como técnica de intervenção primária na prevenção de lesões musculares através do cálculo de simetria e da sua compensação com garantia de fidelidade, precisão e validade.

## Referencias

- Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M. y Fu, F.H. (2007). Relationship between cycling mechanics and core stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1300-1304.
- Anguera, M. T. y Blanco-Villaseñor, A. (2003). Registro y codificación del comportamiento deportivo. En Hernández Mendo, A. *Psicología del Deporte (Vol. II): Metodología* (pp. 6-349). Buenos Aires: Efdeportes.com.
- Blackburn, T., Guskiewicz, K. M., Petschauer, M.A. y Prentice, W. E. (2000). Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *J. Sport Rehabil*, 9, 315-328.
- Blanco-Villaseñor, A. (1993). Fiabilidad, precisión, validez y generalización de los diseños observacionales. En M.T. Anguera (Ed.): *Metodología observacional en la investigación psicológica* (Vol. 2: Fundamentación, pp. 151-261). Barcelona: PPU
- Blanco, A., Castellano, J. y Hernández Mendo, A. (2000). *Observations of the football game action: A Generalizability study. Psicothema*, 12(Supl. 2), 81-86.
- Callaghan, J. M. y Jarvis, C. (1996). Evaluation of elite British cyclists: the role of the squad medical. *British Journal of Sports Medicine*, 30(4), 349-353.
- Cardinet, J., Johnson, S. y Pini, G. (2010). *Applying Generalizability Theory using EduG*. Nueva York: Routledge. Routledge, Taylor & Francis Group.
- Cronbach, L. J., Gleser, G. C., Nanda, H. y Rajaratnam, N. (1972). *The dependability of behavioral measurements: theory of generalizability for scores and profiles*. Nueva York: John Wiley and Sons.
- Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N. y Erzen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(1), 51-55.
- Dahmane, R., Djordjevic, S., Simunic, B. y Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle: histochemical and tensiomiographical evaluation. *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2451-2459.

- Delagi, E. F., Perotto, A., Lazzeti, J. y Morrison, D. (1975). *Anatomic guide for the electromyographer: the limbs*. Springfield: Charles C. Thomas
- Dettori, N. J. y Norvell, D. C. (2006). Non-Traumatic Bicycle Injuries. A Review of the Literature. *Sports Medicine*, 36(1), 7-18.
- Dupuis, C., Tourny-Chollet, C., Biette, N. y Beuret-Blanquart, F. (2002). The effects of intensive volleyball practicing on the muscular balance of the rotator cuff of the shoulder. *Isokinetics and Exercise Science*, 10, 33-34.
- García-García, O., Cancela Carral, J. M., Olveira Nuñez, E. y Mariño Torrado, R. (2009) ¿Es compatible el máximo rendimiento deportivo con la consecución y mantenimiento de un estado saludable del deportista? *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 14, 19-31.
- García-García, O., Serrano Gómez, V. y Martínez Lemos, R. I. (2011). Tensiomiografía. Un método para evaluar las propiedades contráctiles de los músculos. Evaluación de los flexores y extensores del tronco en mujeres jóvenes. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 11(2), supl. 63-69.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L. y Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clin Sports Med*, 13, 187-205.
- Hug, F. y Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 182-199.
- Kerševan, K., Valenčič, V., Djordjevič, S. y Šimunič, B. (2002). The muscle adaptation process as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cell Mol Biol Lett*, 7, 367-369.
- Krizaj, D., Simunic, B. y Zagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 645-651.
- Lebmann, F. (1991). The importance of arthro-muscular balance. *Leistungssport*, 1, 39-46.
- Pišot, R., Narici, M.V., Šimunič, B., De Boer, M., Seynnes, O., Jurdana, M., Biolo, G. y Mekjavic, I. B. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol*, 104, 409-414.
- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento, S., Vaamonde, D., Silva-Grigoletto, M. E. y García-Manso, J. M. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 81-86.
- Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso, D., Quiroga, M.E., Sarmiento, S. y Da Silva-Grigoletto, M. E. (2011). Study of extensor and flexor musculature in the knees of male and female volleyball players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(6), 54.
- Schiltz, M., Lehance, C., Maquet, D., Bury, T., Crielaard, J. M. y Croisier, J. L. (2009). Explosive strength imbalances in professional basketball players. *Journal of Athletic Training*, 44(1), 39-47.
- Šimunič, B., Degens, H., Rittweger, J., Narici, M. V., Mekjavic, I. B. y Pišot, R. (2011). Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1619-1625.
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Moreno, D. y Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 761-766.
- Vagenas, G. and Hoshizaki, B. (1991). Functional asymmetries and lateral dominance in the lower limbs of distance runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 311-329.
- Valencic, V. and Djodjevic, S. (2001). Influence of acute physical exercise on twitch response elicited by stimulation of skeletal muscles in man. *Biomedical Engineering*, 2, 1-4.
- Valencic, V., Knez, N. and Simunic, B. (2001). Tenziomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*, 1, 1-10.
- Vasilescu, M., Rusu, R. and Dragomir, R. (2008). Using tensiomyography in the management of hamstring injuries prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 540.
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J.A., Muraski, E., and Kennedy, J.G. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(12), 748-756.
- Zagar, T. and Krizaj, D. (2005). Validation of an accelerometer for determination of muscle belly radial displacement. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(1), 78-84.
- Zakas A. (2006). Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *J Sports Med Phys Fitness*, 46(1), 28-35.