

Estado del balance neuromuscular y masa magra de extremidades inferiores de jugadores profesionales de fútbol de la primera división de Costa Rica

State of Neuromuscular Balance and Lower Limb Lean Mass of Costa Rican First Division Professional Soccer Players

DANIEL ROJAS-VALVERDE

RANDALL GUTIÉRREZ-VARGAS

Centro de Investigación y Diagnóstico en Salud y Deporte (CIDISAD)
Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida
Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional (Costa Rica)

BRAULIO SÁNCHEZ-UREÑA

Programa de Ciencias del Ejercicio y la Salud (PROCESA)
Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida
Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional (Costa Rica)

JUAN CARLOS GUTIÉRREZ VARGAS

Centro de Desarrollo y Rehabilitación en Salud (CEDERSA)
Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida
Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional (Costa Rica)

ARIANNA HERNÁNDEZ-CASTRO

Centro de Investigación y Diagnóstico en Salud y Deporte (CIDISAD)
Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida
Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional (Costa Rica)

JORGE SALAS-CABRERA

Programa de Ciencias del Ejercicio y la Salud (PROCESA)
Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida
Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Nacional (Costa Rica)

Correspondencia con autor

Randall Gutiérrez Vargas

randall.gutierrez.vargas@una.cr

Resumen

Objetivo. Determinar el estado de balance neuromuscular y masas magras de extremidades inferiores de jugadores profesionales de fútbol de la primera división costarricense, a partir de datos tensiomiográficos. **Métodos.** Se evaluó a 23 jugadores masculinos profesionales de fútbol (edad $24,78 \pm 3,90$, estatura $175,43 \pm 5,38$ cm, peso corporal $72,47 \pm 6,28$ kg, porcentaje de grasa corporal de $15,65 \pm 5,14$ %). **Resultados.** Existen diferencias significativas entre el hemisferio dominante (HD) y el hemisferio no dominante (HND) para desplazamiento muscular (Dm) del bíceps femoral (BF) ($p = 0,026$), recto femoral (RF) ($p = 0,047$) y tibial anterior (TA) ($p = 0,007$) y el tiempo de sustentación (Ts) de aductor largo (AL) ($p = 0,026$). Presencia de asimetrías laterales en los músculos AL (43,75 %), BF (26,08 %), erector espinal (4,3 %), gastrocnemio lateral (GL) (21,73 %), gastrocnemio medial (GM) (17,39 %), RF (13,04 %), TA (21,73 %) y vasto lateral (VL) (43,47 %). Masas magras HND ($9,95 \pm 0,99$) y HD ($9,94 \pm 0,97$). **Conclusiones.** Existen diferencias significativas en Dm de BF ($p = 0,026$), RF ($p = 0,047$) y TA ($p = 0,007$) y el Ts de AL ($p = 0,026$) en comparación del HD y el HND, no así en la mayoría de los datos obtenidos por medio de la tensiomiografía de los miembros inferiores. No hay presencia de asimetrías laterales, funcionales o en masa magra basado en los promedios de jugadores de primera división costarricense a partir de parámetros técnicos, sin embargo, si existen asimetrías laterales en casos aislados que a nivel práctico son relevantes.

Palabras clave: tensiomiografía, balance muscular, fútbol, extremidades inferiores, masa magra

Abstract***State of Neuromuscular Balance and Lower Limb Lean Mass of Costa Rican First Division Professional Soccer Players***

Objective. Determine the neuromuscular balance and lower limb lean mass status of Costa Rican first division professional soccer players based on tensiomyography data. **Methods.** We assessed 23 male professional soccer players (age 24.78 ± 3.90 , height 175.43 ± 5.38 cm, weight 72.47 ± 6.28 kg, body fat 15.65 ± 5.14 %). **Results.** The analysis showed significant differences between dominant hemisphere (DH) and non-dominant hemisphere (NDH) for muscular displacement (Md) of biceps femoris (BF) ($p=0.026$), rectus femoris (RF) ($p=0.047$) and anterior tibialis (AT) ($p=0.007$) and sustain time (St) of adductor longisimus (AL) ($p=0.026$). Presence of lateral asymmetries in the muscles AL (43.75 %), BF (26.08 %), spinal erector (SE) (4.3 %), gastrocnemius lateralis (GL) (21.73 %), gastrocnemius medialis (GM) (17.39 %), RF (13.04 %), AT (21.73 %) and vastus lateralis (VL) (43.47%). **Lean mass results** NDH (9.95 ± 0.99) and DH (9.94 ± 0.97). **Conclusions.** There are significant differences in the Md of BF, RF and AT and in the St of AL in the DH and NDH comparison, though not in most of the tensiomyography data of the lower limbs. There are no lateral, functional or lean mass asymmetries based on the means for Costa Rican first division players using technical parameters, although there are lateral asymmetries in isolated cases that are relevant in practical terms.

Keywords: tensiomyography, muscular balance, soccer, lower limbs, lean mass

Introducción

El fútbol se caracteriza por una compleja combinación de funciones motoras realizadas a diferentes intensidades y espontáneamente; su repetición constante podría inducir a la fatiga o la aparición de desequilibrios musculares (Daneshjoo, Rahnama, Mokhtar, & Yusof, 2013; Faude, Junge, Kindermann & Dvorak, 2006; Stolen, Chamari, Castagna & Wisloff, 2005). Esta diferencia entre los hemicuerpos se ha estudiado ampliamente, sobre todo por la influencia que tiene la fuerza muscular, estudios previos han evaluado la relación entre asimetrías musculares y los riesgos de lesión (Blache & Monteil, 2012; Ergun, Islegen, & Taskiran, 2004; Newton et al., 2006; Soderman, Alfredson, Pietila, & Werner, 2001). Los desbalances musculares aparecen cuando la diferencia entre el porcentaje de simetría entre un hemicuerpo y otro se encuentran entre 10 % y 15 %, lo que ocasiona un aumento en el riesgo de sufrir una lesión (Bennel et al., 1998; Carpes, Mota, & Faria, 2010; Croisier et al., 2002; Seeley, Umberger, Clasey, & Shapiro, 2010). Varias autorías se refieren a estos desequilibrios, los cuales explican que existe mayor utilización del segmento dominante sobre el no dominante, debido a las acciones de pase y remate, propias del fútbol (Faude, Junge, Kindermann, & Dvorak, 2006; Newton et al., 2006; Wyatt & Edwards, 1981).

Los programas de compensación de los desbalances o asimetrías se han concentrado en el trabajo muscular en términos generales. Actualmente es posible realizar

la evaluación de las propiedades contráctiles de músculos superficiales aislados mediante el uso de Tensiomiografía (TMG) (Dahmane, Valencic, Knez, & Erzen, 2001; Valencic & Knez, 1997; Valencic, Knez, & Simunic, 2001). El método de TMG, brinda información acerca de la rigidez, tensión o tono muscular (Kokkonen, Nelson, & Cornwell, 1998; Rey, Lago-Peñas, & Ballesteros, 2012; Valencic & Knez, 1997), velocidad de contracción (Simunic, Rozman, & Pisot, 2005), fuerza de forma indirecta proporcional al Dm (Valencic & Djodjevic, 2001) y fatiga (Krizaj, Simunic, & Zagar, 2008; Rey, Lago-Peñas, & Ballesteros, 2012; Valencic & Knez, 1997).

Este método de evaluación no invasivo ofrece información acerca del tiempo de contracción (Tc) y del máximo desplazamiento radial del vientre muscular (Dm). El Tc determina el tiempo que transcurre desde que finaliza el tiempo de reacción (Td) (10 % de Dm) hasta que el músculo alcanza el 90 % de la deformación máxima (García-Manso et al., 2010), un incremento en el valor de Tc puede indicar una pérdida en la capacidad contráctil que se ha relacionado a una disminución de la fuerza muscular (Rey, Lago-Peñas, & Ballesteros, 2012; Rusu et al., 2013; Valencic & Knez, 1997). El Dm: “viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros” (Dahmane et al., 2001; García-Manso et al., 2010; Krizaj et al., 2008; Simunic, 2003; Valencic et al., 2001). Una disminución de valores de Dm puede indicar un aumento en la rigidez o

tensión muscular (Kokkonen et al., 1998; Rey, Lago-Peñas, & Ballesteros, 2012; Valencic & Knez, 1997).

Las asimetrías musculares se pueden evaluar con la TMG mediante las llamadas simetrías laterales (SL), las que se refieren a una comparación entre hemisferios (80 % como valor mínimo) y simetrías funcionales (SF) que ofrecen información del estado muscular que involucra una articulación (65 % como valor mínimo) (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Simunic et al., 2005).

En la literatura científica existe amplio conocimiento de la diferencia de la fuerza bilateral en el riesgo de aparición de lesiones en jugadores de fútbol y el rol que el hemisferio dominante tiene en estos casos, pero no se ha estudiado el estado de balance neuromuscular y antropométrico en su conjunto, con métodos de exploración no invasiva como lo es la TMG. Esto permitiría direccionar protocolos rápidos y efectivos de evaluación, así como de identificación temprana de posibles desbalances.

En este sentido, el propósito del presente estudio fue determinar el estado de balance neuromuscular y masas magras de extremidades inferiores de jugadores profesionales de fútbol de la primera división de Costa Rica, a partir de datos tensiomiográficos.

Materiales y método

Participantes

Los participantes del estudio fueron 23 jugadores masculinos de fútbol pertenecientes a un equipo profesional que participa en el campeonato de primera división de Costa Rica (edad $24,78 \pm 3,90$, estatura $175,43 \pm 5,38$ cm, peso corporal $72,47 \pm 6,28$ kg, porcentaje de grasa corporal de $15,65 \pm 5,14$ %, masa magra total $58,20 \pm 4,30$ kg), saludables, que entrenan (4-5 veces por semana) y compiten regularmente (1-2 veces a la semana). Los mismos participaron de forma voluntaria y con el respaldo y consentimiento del cuerpo técnico y el club, como parte de su preparación previa al torneo. No se reportaron desórdenes neurológicos, consumo regular de drogas o problemas musculares, aquellos atletas con alguna lesión diagnosticada o aparente, no fueron tomados en cuenta como participantes de esta investigación.

Instrumentos

Para los datos descriptivos se realizó la medición de peso corporal mediante el uso de Tanita-Ironman (sensibilidad de $\pm 0,1$ kg), (Elite Series BC554®, Illinois,

EEUU) y para conocer la estatura de los futbolistas, se utilizó un tallímetro de pared. La composición corporal de los jugadores se obtuvo a partir de una absorciometría dual por rayos X (DEXA) (General Electric enCORE 2011®, *software* versión 13.6, Wisconsin, EEUU), el cual cuantifica el porcentaje de grasa corporal y masa magra (kg) ($ICC = 0,6$) (Norcross & Van Loan, 2014).

Posteriormente se utilizó un tensiomiógrafo (TMG System 100, Ljubljana, Eslovenia), para determinar la condición muscular base de los sujetos. La información se analizó mediante el *software* TMG 100 3.0, y se siguieron los protocolos de medición usados en estudios similares (Álvarez-Díaz et al., 2014a; Delagi, Lazzetti, Perotto, & Morrison, 2011; Ditroilo, Smith, Fairweather, & Hunter, 2013; García-Manso et al., 2010; Rey, Lago-Peñas, & Ballesteros, 2012; Tous-Fajardo et al., 2010). Se utilizó un estimulador eléctrico artificial (TMG-S1, d.o.o., Ljubljana, Eslovenia), que realiza una descarga de entre 1mA-110mA, con una duración de fase de 1 ms y una forma de onda monofásica cuadrangular (Rey, Lago-Peñas & Lagos-Ballesteros, 2012). Para provocar el máximo desplazamiento mecánico se realizaron incrementos graduales de 10 mA cada descarga (Ditroilo et al., 2013). El sensor Dc-Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Eslovenia) con una resolución según el fabricante (TMG-BMC Ltd.) de 2 mm. El protocolo establece que debe colocarse en el punto de mayor circunferencia radial (García-Manso, et al., 2010) con una presión inicial de $1,5 \times 10^{-2}$ N/mm² (Ditroilo et al., 2013), según la guía anatómica para electromiografía (Delagi et al., 2011) y en un punto equidistante a los bordes internos de dos electrodos cuadrangulares (5×5 cm) y adhesivos (TheraTrobe®, TheraSigma, California, EEUU), el ánodo (electrodo) se coloca proximal y el cátodo (electrodo) distal (Rey, Lago-Peñas, & Lagos-Ballesteros, 2012) los electrodos se encontraban separados entre sí por 5 cm. El ICC para recto femoral es $Tc = 0,92$ y para $Dm = 0,94$ (Benítez-Jiménez, Fernández-Roldán, Montero-Doblas, & Romacho-Castro, 2013), respaldado por Rodríguez-Matoso et al. (2010) ($Tc, \alpha = 0,97$; $Dm, \alpha = 0,92$). Para el análisis de la información se utilizó el *software* TMG 100 Software 3.0.

Procedimiento

El presente estudio consistió en dos fases. En la primera se realizó una sesión de reclutamiento y explicación acerca del interés de la investigación a los participantes

y encargados del cuerpo técnico. En la segunda fase se procedió a realizar dos sesiones de evaluación tensiomiográfica para obtener la condición neuromuscular y antropométrica de los participantes. En esta sesión se evaluaron el hemicuerpo dominante (HD) (pierna dominante) y el no dominante (HND) (pierna no dominante), en los parámetros musculares de TMG: tiempo de contracción (Tc), tiempo de relajación (Tr), tiempo de reacción (Td), desplazamiento máximo radial muscular (Dm), y tiempo de sustentación (Ts); de los músculos erector espinal (ES), recto femoral (RF), vasto medial (VM) y lateral (VL), gastrocnemio medial (GM) y lateral (GL), bíceps femoral (BF), aductor largo (AL) y tibial anterior (TA) y las debidas simetrías laterales (SL) y simetrías funcionales (SF), brindadas por el equipo.

Posteriormente, se realizó la respectiva medición antropométrica (peso, talla, porcentaje de grasa y masas magras de las extremidades inferiores). Todas las mediciones se realizaron en el Centro de Investigación y Evaluación en Salud y Deporte de la Escuela Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida, Universidad Nacional de Costa Rica, en cuartos controlados a una temperatura de entre 22 y 23 °C (Rey, Lago-Peñas, & Lagos-Ballesteros, 2012). El jugador no recibía ningún estímulo deportivo o carga de trabajo 48 horas previas a la evaluación (Bandeira, Muniz, Abreu, Nohama, & Borba, 2012, García-Manso et al., 2010).

Análisis estadístico

Para representar cada una de las características de la muestra se implementó estadística descriptiva por medio del cálculo de valores de la media (M) y sus respectivas desviaciones estándar (\pm DS). Se comprobó la normalidad de los datos de cada una de las variables mediante la prueba Shapiro-Wilk, posteriormente mediante la prueba *t* de muestras relacionadas se prosiguió con el análisis de comparación entre los datos del HD y el HND en las variables neuromusculares reportadas por la TMG. Se utilizó el Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS) (IBM, SPSS Statistics, V. 21.0 Chicago, IL, USA). El nivel de significancia utilizada fue de $p < 0,05$.

Resultados

A partir del análisis se determinó que existen diferencias significativas entre el HD y el HND para Dm del Bíceps femoral ($p = 0,026$), RF ($p = 0,047$) y TA ($p = 0,007$) y el Ts de AL ($p = 0,026$). En la frase ante-

rior se muestra lo más relevante de la *tabla 1* que comprende las comparaciones en las que se identificaron diferencias significativas.

La *tabla 2* muestra las asimetrías existentes por debajo de los valores recomendados (80 %) (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Simunic, Rozman & Pisot, 2005), en un porcentaje de los sujetos a pesar de que el promedio general no lo refleje como tal. Esta asimetría se presenta en un porcentaje importante de los participantes en los músculos aductor largo (43,75 %), bíceps femoral (26,08 %), erector espinal (4,3 %), glúteo largo (21,73 %), gastrocnemio medial (17,39 %), recto femoral (13,04 %), tibial anterior (21,73 %) y vasto lateral (43,47 %).

La *tabla 3* muestra que no existen diferencias significativas entre el HD y el HND para la SF en los jugadores de fútbol de primera división de Costa Rica basados en recomendaciones técnicas (35 % de asimetría) (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Simunic et al., 2005).

Adicionalmente, se realizó evaluación de los porcentajes de las masas magras (kg) de miembros inferiores y se compararon entre sí, se determinó que no existen asimetrías entre los valores de masa magra del HD ($M = 17,11 \pm 1,34$) cuando se compara con el HND ($M = 17,10 \pm 1,22$).

Discusión

El presente estudio es pionero en evaluar y determinar el estado de balance neuromuscular y antropométrico de las extremidades inferiores de jugadores profesionales de fútbol de la primera división en Costa Rica, a partir de datos tensiomiográficos. El resultado más relevante del estudio evidenció que no existen asimetrías funcionales y laterales en el promedio de los jugadores de fútbol, sin embargo, se encuentran asimetrías en casos aislados, evidencia que permite generar insumos útiles en la práctica y el tratamiento de alteraciones neuromusculares. Por otro lado, se encontraron diferencias en algunas variables tensiomiográficas (*tabla 1*).

Está claro que los movimientos propios del fútbol están determinados por las extremidades inferiores en un porcentaje bastante alto (Daneshjoo, Rahnema, Mokhtar, & Yusof, 2013; Faude et al., 2006; Stolen, Chamari, Castagna, & Wisloff, 2005), los cuales no solo son responsables de la fatiga neuromuscular y estructural, sino también, de la aparición de lesiones debido a la dominancia de una de las piernas (hemilateral) existente en jugadores de fútbol a la hora de realizar ciertas acciones como el

pase y el remate (Newton et al., 2006; Wyatt & Edwards, 1981; Newton et al., 2006; Soderman et al., 2001).

Los valores promedio obtenidos en la tensiomiografía, de esta investigación, coinciden con los reportados por Alentorn-Geli et al. (2014); Álvarez-Díaz et al. (2014a); Álvarez-Díaz et al. (2014b); Rey, La-

go-Peñas, Lago-Ballesteros y Casais (2012); Rey, Lago-Peñas & Lago-Ballesteros (2012) quienes evaluaron a jugadores de fútbol que no presentaban lesiones (26-30 ms). Sin embargo, en estudios realizados en este deporte no se han realizado comparaciones bilaterales de extremidades inferiores (Rey, Lago-Peñas

| Músculo (n) | TMG ¹ | Hemicuerpo dominante (HD) M ± DS | Hemicuerpo no dominante (HND) M ± DS | Valor p |
|---------------------------|------------------|-------------------------------------|---|---------|
| Erector espinal (23) | Tc | 16,49 ± 2,32 | 16,79 ± 3,04 | ns |
| | Td | 18,72 ± 1,22 | 18,95 ± 1,37 | ns |
| | Tr | 101,01 ± 102,09 | 113,35 ± 202,86 | ns |
| | Dm | 5,69 ± 1,38 | 5,86 ± 1,44 | ns |
| | Ts | 163,39 ± 202,19 | 141,70 ± 207,60 | ns |
| Bíceps femoral (23) | Tc | 25,96 ± 6,37 | 27,88 ± 6,85 | ns |
| | Td | 22,75 ± 1,92 | 23,17 ± 2,04 | ns |
| | Tr | 72,72 ± 38,43 | 77,53 ± 46,87 | ns |
| | Dm | 5,67 ± 1,88 | 6,56 ± 2,54 | 0,026* |
| | Ts | 213,14 ± 35,82 | 204,01 ± 38,46 | ns |
| Gastrocnemio medial (23) | Tc | 25,91 ± 4,63 | 25,42 ± 3,65 | ns |
| | Td | 20,93 ± 1,96 | 21,14 ± 2,93 | ns |
| | Tr | 55,68 ± 33,93 | 56,09 ± 38,81 | ns |
| | Dm | 3,61 ± 1,61 | 3,15 ± 1,09 | ns |
| | Ts | 197,16 ± 38,56 | 183,69 ± 36,05 | ns |
| Gastrocnemio lateral (23) | Tc | 21,63 ± 2,92 | 22,92 ± 3,33 | ns |
| | Td | 19,56 ± 1,19 | 19,94 ± 1,50 | ns |
| | Tr | 42,12 ± 12,87 | 39,49 ± 12,44 | ns |
| | Dm | 3,86 ± 1,38 | 4,17 ± 1,38 | ns |
| | Ts | 210,29 ± 21,51 | 209,73 ± 30,59 | ns |
| Recto femoral (23) | Tc | 29,95 ± 2,32 | 30,84 ± 5,17 | ns |
| | Td | 23,81 ± 1,27 | 24,23 ± 1,73 | ns |
| | Tr | 39,19 ± 38,55 | 36,35 ± 28,14 | ns |
| | Dm | 8,42 ± 3,15 | 9,49 ± 2,43 | 0,047* |
| | Ts | 73,51 ± 41,78 | 75,27 ± 37,94 | ns |
| Vasto lateral (23) | Tc | 24,68 ± 4,00 | 23,70 ± 4,00 | ns |
| | Td | 23,62 ± 1,38 | 23,41 ± 1,81 | ns |
| | Tr | 32,51 ± 34,53 | 24,95 ± 25,16 | ns |
| | Dm | 7,29 ± 2,47 | 7,29 ± 2,51 | ns |
| | Ts | 61,38 ± 39,07 | 52,51 ± 28,21 | ns |
| Vasto medial (23) | Tc | 25,25 ± 2,96 | 25,45 ± 2,66 | ns |
| | Td | 22,44 ± 1,56 | 22,70 ± 1,16 | ns |
| | Tr | 97,55 ± 47,33 | 110,98 ± 57,76 | ns |
| | Dm | 8,29 ± 1,49 | 9,01 ± 1,57 | ns |
| | Ts | 176,95 ± 36,20 | 187,37 ± 41,37 | ns |
| Aductor largo (16) | Tc | 19,85 ± 3,89 | 19,30 ± 4,08 | ns |
| | Td | 20,33 ± 1,64 | 20,43 ± 1,98 | ns |
| | Tr | 57,82 ± 35,83 | 61,64 ± 30,95 | ns |
| | Dm | 3,66 ± 1,87 | 3,73 ± 2,48 | ns |
| | Ts | 182,10 ± 56,50 | 200,59 ± 59,85 | 0,026* |
| Tibial anterior (23) | Tc | 20,98 ± 3,82 | 20,24 ± 2,88 | ns |
| | Td | 20,15 ± 1,70 | 20,24 ± 1,38 | ns |
| | Tr | 43,64 ± 28,17 | 33,17 ± 13,80 | ns |
| | Dm | 1,69 ± 0,76 | 2,13 ± 1,06 | 0,007** |
| | Ts | 214,29 ± 34,91 | 212,43 ± 47,13 | ns |

*p < 0,05, **p < 0,01, ns=no significativo, M: media, DS: desviación estándar, Tc: tiempo de contracción, Td: tiempo de reacción, Tr: tiempo de relajación; Dm: desplazamiento radial muscular, Ts: tiempo de sustentación. ¹ Todos los valores excepto Dm (milímetros, mm), están expresados en milisegundos (ms).

Tabla 1. Comparación por hemicuerpos (dominante contra no dominante) de los valores neuromusculares brindados por TMG, en jugadores de fútbol de primera división de Costa Rica

| Simetría lateral | n | M (\pm DS) ¹ |
|----------------------|----|----------------------------|
| Erector espinal | 23 | 88,21 \pm 5,22 |
| Bíceps femoral | 23 | 85,95 \pm 7,67 |
| Recto femoral | 23 | 86,52 \pm 7,93 |
| Gastrocnemio medial | 23 | 87,60 \pm 7,07 |
| Gastrocnemio lateral | 23 | 87,17 \pm 6,56 |
| Vasto lateral | 23 | 82,69 \pm 8,25 |
| Vasto medial | 23 | 90,30 \pm 4,59 |
| Aductor largo | 16 | 82,12 \pm 11,62 |
| Tibial anterior | 23 | 85,47 \pm 8,45 |

¹ Medias de los porcentajes de SL. M: media, DS: desviación estándar.

Tabla 2. Medias de porcentajes de SL de los músculos evaluados con TMG en jugadores de fútbol de primera división de Costa Rica

| Simetría funcional | Hemicuerpo dominante M \pm DS | Hemicuerpo no dominante M \pm DS | Valor p |
|--------------------|------------------------------------|---------------------------------------|---------|
| Rodilla | 80,04 \pm 5,95 | 81,00 \pm 8,94 | ns |
| Tendón de Aquiles | 84,00 \pm 9,55 | 87,73 \pm 6,46 | ns |
| Ligamento patelar | 82,00 \pm 6,42 | 83,43 \pm 7,13 | ns |
| Tobillo | 85,47 \pm 8,98 | 84,08 \pm 8,61 | ns |
| Pierna | 85,26 \pm 7,13 | 86,26 \pm 6,60 | ns |

*p < 0,05, **p < 0,01, ns = no significativo. M: media, DS: desviación estándar.

Tabla 3. Comparación media de los porcentajes de SF de los músculos evaluados con TMG en jugadores de fútbol de primera división de Costa Rica

& Ballesteros, 2012; García-Manso et al., 2010; García-Manso et al., 2011).

Por otro lado, los resultados de este estudio señalan que no existen diferencias significativas en la generalidad de los valores neuromusculares, al comparar la pierna dominante (HD) con la no dominante (HND), estos resultados concuerdan con lo reportado por Álvarez-Díaz et al. (2014a).

Al no aseverar que existen diferencias estadísticas en la generalidad de los datos entre pierna dominante (HD) y no dominante (HND), el método TMG logra identificar de manera aislada la presencia de alteraciones o diferencias entre músculos y entre hemicuerpos, lo que permite observar una tendencia de que la pierna dominante (HD) presenta mayor rigidez muscular, esto debido a las diferencias significativas en Dm en los músculos BF, RF y TA, así como una rigidez aumentada no significativa en el HD de los músculos AL, VM, ES y GL. Lo anterior es respaldado por otros estudios (Kokkonen et al., 1998; Krizaj et al., 2008; Rey, Lago-Peñas & Ballesteros, 2012; Valencic & Knez, 1997), en los cuales se indica que este aumento de la rigidez de la pierna dominante (HD) se debe a una respuesta reflejada por mayor

tensión muscular, así como a musculatura activa, potenciada y tonificada (Rodríguez-Matoso et al., 2012). Además, se evidencia una presencia de mayor fuerza de la pierna dominante (HD) lo que podría reflejarse en un aumento de la rigidez muscular (Bennel et al., 1998; Blache & Monteil, 2012; Croisier et al., 2002; Ergun et al., 2004).

Los resultados presentados respecto a la SL (tabla 2), indican la ausencia de asimetrías bilaterales basados en los parámetros técnicos descritos en estudios previos (80 % de simetría lateral son indicativos de asimetría) (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Simunic et al., 2005). Si bien no hay valores por debajo del parámetro descrito en la media de los sujetos, es pertinente tomar en consideración que existió un porcentaje de asimetrías en casos aislados en músculos específicos AL (43,75 %), BF (26,08 %), ES (4,3 %), GL (21,73 %), GM (17,39 %), RF (13,04 %), TA (21,73 %) y VL (43,47 %) de los sujetos. Lo que respalda la tendencia de desarrollo de uno de las piernas (hemicuerpos), basados en los datos de TMG, nos referimos a un desarrollo de la pierna dominante (HD).

En cuanto a las SF, las diferencias porcentuales mínimas según estudios que se admiten como normales no deben superar el 35 % (Rodríguez-Matoso et al., 2012; Simunic et al., 2005). Basado en el parámetro anterior, se debe concluir que no existen diferencias en la comparación del HD y el HND (tabla 3), similar a lo reportado por Faude et al. (2006). Lo anterior debe rescatar las diferencias en Dm de BF y RF, dos de las estructuras fundamentales en el equilibrio articular de rodilla y las reportadas por Newton et al. (2006) y Wyatt y Edwards (1981) como las más comúnmente lesionadas en la práctica del fútbol. Antecedente de análisis de SF realizado por Alentorn-Geli et al. (2014), quienes obtuvieron valores similares a los reportados en el estudio actual en rodilla (80,4 \pm 9,5) y tendón patelar (86,2 \pm 5,1).

En la comparación de medias de los porcentajes de masas magras (kg) de los miembros inferiores con respecto a la masa magra total de jugadores de fútbol de primera división de Costa Rica, se determinó que no existen asimetrías entre los valores de masa magra de la pierna dominante (HD) (M = 17,11 \pm 1,34) cuando se compara con la pierna no dominante (HND) (17,10 \pm 1,22). Lo anterior, basándonos en el parámetro técnico brindado por Bell, Sanfilippo, Binkley y Heiderscheit (2014), quienes indican que una asimetría de más del 10 % entre los valores de masa magra del HD contra

el HND en los miembros inferiores provoca una disminución en la funcionabilidad de los segmentos inferiores y aumenta la predisposición de lesiones. Por lo que se observan diferencias neuromusculares sin que exista una diferencia bilateral en los miembros inferiores. Hay que tener en cuenta que el método DXA no contempla diferencias músculo a músculo como sí lo realiza la TMG.

Esta tendencia en las diferencias entre hemisferios basados en los datos de la TMG y la SL se puede explicar por las acciones del HD y HND propias del fútbol. Ball (2013) indica que la pierna de soporte (HND) ayuda a dar el equilibrio y la estabilización al remate y pase, y se recalca su importancia en la efectividad en el contacto adecuado con el balón (Ball, 2013; Chew-Bullock et al., 2012). Lo anterior respalda la necesidad del desarrollo bilateral y su importancia en la práctica deportiva, donde las acciones unilaterales predominan (Naito, Fukui & Maruyama, 2012; Oliveira, Barbieri, & Goncalves, 2013). Se debe añadir lo señalado por estudios que reportan un aumento de la rigidez muscular en el hemisferio dominante comparado al HND (Bennel et al., 1998; Blache & Monteil, 2012; Croisier et al., 2002; Ergun et al., 2004), lo que puede generar una serie de lesiones o alteraciones biomecánicas.

García-Manso et al. (2011), indica mediante datos tensiomiográficos que existe en la técnica de carrera una predisposición a sobrecargar un miembro inferior sobre otro; destaca que la pierna dominante (HD) suele exponerse a mayor estrés que la no dominante (HND), lo cual puede conllevar un mayor riesgo de lesión, similar a lo expresado por otros autores en estudios sin uso de la TMG, en los cuales la dominancia hemilateral tiene una relevancia epidemiológica de lesión (Bennel et al., 1998; Blache & Monteil, 2012; Croisier et al., 2002; Ergun, Islegen, & Taskiran, 2004; Faude et al., 2006).

De acuerdo con los datos que facilita la evaluación tensiomiográfica, se deben considerar ciertos aspectos: el estado de entrenamiento, momento de la temporada, estado de fatiga y características del deporte (García-Manso et al., 2010), por lo que hay que tener en cuenta que los resultados del presente estudio deben ser analizados bajo el marco de una pretemporada, sin estímulo competitivo previo, en estado de reposo.

Bajo el análisis realizado por esta investigación se concluye que existen diferencias significativas entre los valores de la pierna dominante (HD) sobre la no dominante (HND) reflejado en el Dm de BF, RF y TA así como en el Ts del AL, sin embargo no es un comportamiento general de los músculos de los miembros inferiores. Ade-

más, no existen asimetrías laterales o funcionales, pero se rescata la importancia del análisis caso a caso, para aprovechar los datos que arroja la tensiomiografía en la identificación por músculo y su respectiva asimetría.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Referencias

- Alentorn-Geli, E., Alvarez-Díaz, P., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Boffa, J.J., Cuscó, X., Ballester, J. & Cugat, R. (2014). Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. doi:10.1007/s00167-014-3018-1
- Álvarez-Díaz, P., Alentorn-Geli, E., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Rius, ... Cugat, R. (2014a). Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy*. doi:10.1007/s00167-014-3165-4
- Álvarez-Díaz, P., Alentorn-Geli, D., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Rius, ... Cugat, R. (2014b). Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy*. doi:10.1007/s00167-014-3298-5
- Ball, K. (2013). Loading and Performance of the support leg in kicking. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(1), 455-459. doi:10.1016/j.jsams.2012.10.008
- Bandeira, F., Muniz, M., Abreu, M., Nohama, P. & Borba, E. (2012). Can thermography aid in the diagnosis of muscle injuries in soccer athletes? *Revista Brasileira do Medicina do Esporte*, 18(4), 246-251. doi:10.1590/S1517-86922012000400006
- Bell, D., Sanfilippo, J., Binkley, N., & Heiderscheidt, B. (2014). Lean mass asymmetry influences force and Power asymmetry during jumping in Collegiate athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(4), 884-891. doi:10.1519/JSC.0000000000000367
- Bennel, K. Wajswelner, H, Lew, P., Schall-Riaucour, A., Leslie, S., Plant, D., & Cirone, J. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *British Journal of Sport Medicine*, 32(1), 309-314. doi:10.1136/bjms.32.4.309
- Benítez Jiménez, A.; Fernández Roldán, K., Montero Doblas, J. M., & Romacho Castro, J. A. (2013). Fiabilidad de la tensiomiografía (tmg) como herramienta de valoración muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 13(52), 647-656. Recuperado de <http://dialnet.unirioja.es/servlet/oaiart?codigo=4530624>
- Blache, Y. & Monteil, K. (2012). Contralateral strength imbalance between dominant and non-dominant lower limb in soccer players. *Science and Sport*, 27(3), e1-e8. doi:10.1016/j.scispo.2011.08.002
- Carpes, F., Mota, C., & Faria, I. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling e A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136-142. doi:10.1016/j.ptsp.2010.06.005
- Chew-Bullock, T., Anderson, D., Hamel, K., Gorelick, M., Wallace, S., & Sidaway, B. (2012). *Human Movement Science*, 31(1), 1615-1623. doi:10.1016/j.humov.2012.07.001

- Croisier J. L., Forthomme, B., Namurois, M. H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J. M. (2002). Hamstring Muscle Strain Recurrence and Strength Performance Disorders. *American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 199-213.
- Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N., & 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 and Biologic Engineering Computing*, 38(1), 51-6. doi:10.1007/BF02345266
- Daneshjoo, A., Rahmana, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and Unilateral Asymmetries of Isokinetic Strength and Flexibility in Male Young Professional Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 36(1), 45-53. doi:10.2478/hukin-2013-0005.
- Delagi, E., Lazzetti, J., Perotto, A., & Morrison, D. (2011). *Anatomical Guide For The Electromyographer The Limbs and Trunk* (pp. 4-397). Charles C Thomas Publisher LTD, Fifth Ed., Illinois, United States of America.
- Ditroilo, M., Smith, I., Fairweather, M., & Hunter, A. (2013). Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 558-563. doi:10.1016/j.jelekin.2013.01.014
- Ergun, N., Islegen, C., & Taskiran E. (2004). A cross-sectional analysis of sagittal knee laxity and isokinetic muscle strength in soccer players. *International Journal on Sports Medicine*, 25(8), 594-598. doi:10.1055/s-2004-821116
- Faude, O., Junge, A., Kindermann, W., & Dvorak, J. (2006). Risk factors for injuries in elite female soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 785-790. doi:10.1136/bjism.2006.027540
- García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento S, De Saa, Y., & Calderon, J. (2011). Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *American Journal of Physical and Medical Rehabilitation*, 90(5), 356-363. doi:10.1097/PHM.0b013e31820ff352
- García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 98-102.
- Hunter, A., Galloway, S., Smith, I., Tallent, J., Ditroilo, M., Fairweather, M., & Howatson, G. (2012). Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 334-341. doi:10.1016/j.jelekin.2012.01.009.
- Kokkonen, J., Nelson, A., & Cornwel, A. (1998). Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69(4), 411-415. doi:10.1080/02701367.1998.10607716
- Krizaj, D., Simunic, B., & Zagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 645-651. doi:10.1016/j.jelekin.2007.01.008
- Naito, K., Fukui, Y., & Maruyama, T. (2012). Energy redistribution analysis of dynamic mechanisms of multi-body, multi-joint kinetic chain movement during soccer instep kicks. *Human Movement Science*, 31(1), 161-181. doi:10.1016/j.humov.2010.09.006
- Newton, R., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J. Doan, B., Robertson, M., ... Kraemer, W. (2001). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 971-977.
- Norcross, J., & Van Loan, M. D. (2014). Validation of fan beam dual energy x ray absorptiometry for body composition assessment in adults aged 18-45 years. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 472-476. doi:10.1136/bjism.2003.005413
- Oliveira, A., Barbieri, F., & Goncalves, M. (2013). Flexibility, torque and kick performance in soccer: effect of dominance. *Science & Sport*, 28(3), e65-e68. doi:10.1016/j.scispo.2013.01.004
- Rey, E., Lago-Peñas, C., & Lago-Ballesteros, J. (2012). Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6), 866-872. doi:10.1016/j.jelekin.2012.06.003
- Rey, E., Lago-Peñas, C., Lago-Ballesteros J., & Casáis, L. (2012). The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *Journal of Strength Conditioning Research*, 26(11), 3081-3088. doi:10.1519/JSC.0b013e3182470d33
- Rodríguez-Matoso, D., García-Manso, J. M., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D.; Rodríguez-Ruiz, D., & Da Silva-Grigoletto, M. (2012). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 5(1), 28-40. doi:10.1016/S1888-7546(12)70006-0
- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., De Saa, Y., & García-Manso, J. M. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10(40), 620-629.
- Rusu, L. D., Cosma, G. G., Cernaianu, S. M., Marin, M. N., Rusu, P. F., Cioc-Nescu, D. P., & Neferu, F. N. (2013). Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, 10(67), 1-8. doi:10.1186/1743-0003-10-67
- Seeley, M., Umberger, B., Clasey, J. & Shapiro, R. (2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 572-579.
- Simunic B. (2003). *Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation* (Tesis doctoral, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Ljubljana, Ljubljana, Eslovenia).
- Simunic, B., Rozman, S., Pisot, R. (2005). *Detecting the velocity of the muscle contraction*. III International Symposium of New Technologies in Sports. Sarajevo.
- Soderman, K., Alfredson, H., Pietila, T., & Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy*, 9(5), 9313-321. doi:10.1007/s001670100228
- Stolen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisloff, U. (2005). Physiology of soccer. An update. *Sports Medicine*, 35(6), 501-506. doi:10.2165/00007256-200535060-00004
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Moreno, D., & Maffiuletti, N. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 761-766. doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008
- Valencic, V., & Djodjevic, S. (2001). Influence of acute physical exercise on twitch response elicited by stimulation of skeletal muscles in man. *Biomechanical Engineering*, 2, 1-4.
- Valencic, V., & Knez, N. (1997). Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs*, 21(3), 240,242. doi:10.1111/j.1525-1594.1997.tb04658.x
- Valencic, V., Knez, N., & Simunic, B. (2001). Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomechanical Engineering*, 1, 1-10.
- Wyatt, M. & Edwards, A. (1981). Comparison of Quadriceps and Hamstring Torque Values during Isokinetic Exercise. *The Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy*, 3(2): 48-59. doi:10.2519/jospt.1981.3.2.48