

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Máster Universitario en Rendimiento Deportivo y Salud.

Universidad Miguel Hernández De Elche
Centro De Investigación Del Deporte

“Valoración de estabilidad del core, fuerza y resistencia muscular y equilibrio general en bailarines de baile deportivo de nivel nacional e internacional”

Laboratorio de Biomecánica y Salud

Tutor Académico: Francisco José Vera García

Cotutor Académico: Belén Irles Vidal

Alumno: Cristian Cutillas Monreal



Resumen

Dado que muchos autores justifican la importancia e implicación del core en las acciones deportivas, la capacidad de estabilizar el core podría mejorar el rendimiento en los bailarines de baile deportivo a través del desarrollo del equilibrio corporal, ya que es una disciplina con numerosas situaciones donde la estabilidad se ve comprometida. Sin embargo, no tenemos constancia de evidencias científicas que hayan analizado la relación entre la estabilidad del core y el rendimiento en el baile deportivo.

El objetivo de este trabajo fue caracterizar a bailarines de baile deportivo mediante la valoración de la estabilidad del core, estabilidad corporal general, la fuerza y resistencia de los músculos del tronco y la fuerza de la musculatura abductora y aductora de cadera. Determinar también si dicha valoración nos permitía diferenciar entre bailarines de nivel nacional e internacional. Así como diseñar una prueba específica de baile que nos pudiera dar información relevante de la capacidad de estabilización corporal de los bailarines. Todo esto con el fin de analizar la relación entre la estabilidad del core, estabilidad general y la condición muscular del tronco y la cadera.

En este estudio se midieron 18 bailarinas de baile deportivo de distintos niveles (9 de nivel nacional y 9 de nivel internacional) así como 20 participantes físicamente activos no practicantes de baile, todos en un rango de edad de 19-34 años.

Para valorar la estabilidad del tronco se utilizaron dos metodologías diferentes: a) se analizó la respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita; y b) se evaluó el control postural del tronco mediante el paradigma del asiento inestable. En relación con la condición muscular se valoró: a) la fuerza y resistencia de los músculos del tronco mediante un test isocinético de flexión y extensión del tronco; y b) la fuerza de la musculatura abductora y aductora de la cadera con un dinamómetro manual. Finalmente, para valorar la estabilidad general se utilizó: a) un test de equilibrio general en posición tándem; y b) una prueba específica de equilibrio corporal tras la realización de una secuencia de giros. Un ANOVA de medidas independientes fue realizado para observar las diferencias entre grupos en las distintas variables. Para analizar la relación de las distintas variables medidas, se realizó un análisis de correlación de Pearson.

Palabras clave: estabilidad, fuerza muscular, control motor, tronco, baile deportivo, rendimiento deportivo.

INTRODUCCIÓN

La estabilidad del core ha sido definida como la capacidad del cuerpo para mantener o recuperar una posición o trayectoria del tronco cuando éste es sometido a fuerzas externas o internas (Zazulak, Cholewicki & Reeves, 2008). Actualmente el entrenamiento de estabilidad del core se ha convertido en una de las mayores tendencias en muchos campos de trabajo, ya sean relacionados con la salud o con el rendimiento deportivo (Borghuis et al., 2008; Reed et al., 2012). En este sentido, cada vez son más los profesionales relacionados con estos campos los que recomiendan la realización de programas de entrenamiento de estabilización.

Según los trabajos de Borghuis et al. (2008), Kibler et al. (2006) y Behn et al., (2010), la importancia de la estabilidad del core en el rendimiento deportivo se basa en la idea de que el tronco sirve de anclaje y conexión entre las extremidades superiores e inferiores y es una estructura fundamental en muchas de las cadenas cinéticas que forman parte de diversos gestos deportivos, facilitando la transmisión de las fuerzas generadas por los miembros inferiores hacia los miembros superiores y viceversa. Se ha demostrado que antes de la activación de los músculos que generan el movimiento de las extremidades es necesario la activación de la musculatura del tronco (Hodges y Richardson, 1997), lo que refleja la importancia de la estabilidad del tronco como factor determinante en el control de los movimientos de las extremidades. Asimismo, teniendo en cuenta que la parte superior del cuerpo constituye dos terceras partes del peso corporal total (McConville y Churchill, 1980) y que esta masa se encuentra generalmente elevada con relación al suelo, el control motor del tronco también parece un factor importante para el equilibrio corporal (Burg et al., 2006; Preuss y Fung, 2008; Sung et al., 2010), capacidad clave para el rendimiento en deportes como la gimnasia deportiva, kayakismo, judo, baile deportivo, etc.

Dada la importancia que parece tener la estabilidad del core en el rendimiento deportivo, este estudio se centró en el análisis tanto de la estabilidad del tronco como la estabilidad corporal general en un deporte con grandes demandas de equilibrio, el baile deportivo.

Refiriéndose al baile en general, estudios transversales sobre plataformas de fuerza (Zhang, Ishikawa-Takata, Yamazaki, Morita & Ohta, 2007; Dewhurst, Peacock & Bampouras, 2014) han demostrado que las personas que practican diferentes tipos de baile, como tango argentino, danzas del folklore turco, danza griega, danza escocesa, etc., tienen mayor estabilidad corporal estática y dinámica (valorada mediante el análisis del centro de presiones) que personas que no lo practican.

Esta mayor estabilidad corporal podría estar influenciada por la estabilidad del core. En este sentido, Golomer et al. (2009) estableció el control del tronco como uno de los factores importantes para la estabilidad corporal en los giros sobre una pierna en ballet (Golomer, Toussaint, Bouillette & Keller, 2009). Además, en este gesto la capacidad de los sujetos de bloquear el tronco (estrategia llamada *en bloc*) puede ser un factor determinante en el rendimiento (Golomer et al. 2009).

En cuanto al baile deportivo, éste es un deporte que requiere de acciones y movimientos cuya ejecución también podría estar influenciada por la capacidad de estabilización del core, como saltos, giros, recepciones, equilibrios, etc. En este sentido, Lukić et al. (2011) afirmaron que los músculos del abdomen y de las extremidades inferiores son los principales responsables de una técnica exitosa en el baile deportivo (Lukić, Bijelić, Zagorc, & Zuhrić-Šebić, 2011). Asimismo, es necesario un adecuado control del tronco, ya que la capacidad de disociar el movimiento y la posición de la pelvis y el tórax es un factor técnico puntuable por jueces (Laird, 2009).

Por otro lado, teniendo en cuenta que el control de la estabilidad del core es fundamental para el equilibrio corporal en bipedestación y apoyo monopodal (Burg et al., 2006; Preuss y Fung, 2008; Sung et al., 2010), el desarrollo de esta capacidad podría ser importante para el rendimiento en el baile deportivo dadas las constantes y numerosas situaciones en las que se dan estas posiciones.

Según se desprende de la información presentada en los párrafos anteriores, el control del movimiento y la postura del tronco parecen determinantes del rendimiento en diferentes tipos de baile, sin embargo, no tenemos constancia de estudios que hayan analizado la relación entre la estabilidad del core y el rendimiento en el baile deportivo. Ante esta situación, se desarrolló un estudio donde se comparó la estabilidad del core, la estabilidad corporal general, la fuerza y resistencia de los músculos flexores y extensores del tronco y la fuerza de la musculatura abductora y aductora de cadera entre bailarines de nivel nacional e internacional.

Los objetivos del estudio fueron los siguientes: a) describir la estabilidad del core, la estabilidad corporal general, la fuerza y resistencia de los músculos del tronco y la fuerza de la musculatura abductora y aductora de cadera de los bailarines de competición de esta disciplina; b) estudiar las posibles correlaciones entre las variables referidas; c) determinar si alguna de estas variables permite diferenciar entre bailarines de nivel nacional e internacional.

MÉTODO

Participantes

Un total de 18 bailarinas de baile deportivo de competición participaron en este estudio: 9 bailarinas de categoría nacional (categorías C, D y E) y 9 de categoría internacional

(categorías A y B) de las categorías adulto I y adulto II (de 19 a 35 años). Las participantes fueron reclutadas de varios clubes y escuelas de baile deportivo de la provincia de Alicante y todas ellas tenían una experiencia de al menos 3 años en el baile deportivo. El grupo control lo formaron 20 mujeres (19-35 años) que realizaban actividad física de forma recreativa entre 2 y 4 días a la semana y que no tenían experiencia en el baile deportivo.

Antes del estudio todas las participantes realizaron un cuestionario para conocer su nivel de actividad física y su historial de lesiones. Se excluyeron del estudio todas aquellas personas con problemas o lesiones musculoesqueléticas, cardiovasculares o metabólicas que contraindicaran la práctica de ejercicio físico, especialmente aquellas personas con alteraciones del equilibrio o lesiones del raquis lumbar, así como personas que tomaran medicamentos que dificultaran la concentración, la visión o el equilibrio.

Todas las participantes fueron informadas de los riesgos del estudio y firmaron un consentimiento informado antes de la investigación (Declaración de Helsinki de 2008). El Comité de Ética de la Universidad dio su aprobación para la realización del estudio.

Procedimiento

El protocolo de registro utilizado en este estudio estuvo compuesto por 3 tipos de pruebas: a) test de estabilidad y control del tronco; b) test de condición muscular del tronco y de la cadera; c) test específicos de baile y equilibrio corporal.

Para valorar la estabilidad y control del tronco se utilizaron dos metodologías diferentes: a) se analizó la respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita (Vera-García et al., 2006,2007); y b) se evaluó el control postural del tronco mediante el paradigma del asiento inestable (Vera-

García et al., en prensa; Lee & Granata, 2008; van Dieën, Koppes & Twist, 2010a; Cholewicki, Polzhofer & Radebold, 2000).

Para los test de condición muscular se valoró: a) la fuerza y resistencia de los músculos del tronco mediante un test de flexión y extensión en un dinamómetro isocinético Biodex® (Modelo 2000, Sistema Multiempalme 4 Pro, Biodex Corporation, Shirley, NY, EE.UU.); y b) la fuerza de la musculatura abductora y aductora de la cadera mediante un dinamómetro manual (Lafayette, USA, Model 11065).

En los test específicos se valoró: a) el equilibrio corporal en posición tándem y en apoyo monopodal con pierna dominante y no dominante; y b) el control del equilibrio corporal en diferentes posiciones (con apoyo bipodal y monopodal) tras la realización de varios giros consecutivos en desplazamiento, acciones que alteran los mecanismos de estabilización corporal (Maldonado Rico et al., 2004).

PRUEBAS DE ESTABILIDAD y CONTROL DEL TRONCO

1) Prueba de perturbaciones súbitas en sedestación

La descripción de este protocolo ha sido detallada en profundidad por Juan-Recio, Barbado, López-Valenciano, López-Plaza, Montero-Carretero & Vera-García (2013). Básicamente, la prueba consistió en la aplicación de perturbaciones súbitas en diferentes direcciones y sentidos con las participantes en posición semi-sentada (Figura 1). Las perturbaciones se aplicaron horizontalmente a la altura del centro de masas del tronco, mediante un pistón neumático enganchado a un arnés torácico colocado sobre las participantes. Se aplicaron cinco perturbaciones en cada una de las siguientes direcciones y sentidos: sagital-anterior, sagital-posterior y lateral-derecha. Entre cada perturbación se dejaron 30-45 s de descanso y 1 min entre cada dirección.

Se colocaron marcadores reflectantes cuyo movimiento se registró con un sistema de captura del movimiento en 3D de 7 cámaras de infrarrojos T10 Vicon. De este modo, se cuantificó el desplazamiento angular del tronco respecto a L4-L5, que junto con el momento de fuerza aplicado en la perturbación permitió conocer la rigidez del tronco.



Figura 1. Vista del sujeto en la silla de madera y unido al mecanismo de tracción neumática durante el test de perturbaciones súbitas en sedestación. De izquierda a derecha se muestran imágenes del test en las situaciones de: tracción anterior, lateral y posterior.

2) Prueba de control del tronco en asiento inestable

Esta prueba ha sido descrita previamente por Juan-Recio et al. (2013). Brevemente, consistió en la realización de cuatro tareas sobre un asiento inestable (con una hemiesfera en su base) apoyado sobre una plataforma de fuerzas (Kistler, Switzerland, Model 9286AA) (Figura 2A) que registraba las fuerzas de reacción y el desplazamiento del centro de presiones (COP) durante las pruebas. A las participantes se les proporcionó feedback visual sobre el desplazamiento de su COP (círculo amarillo en la Figura 2B) y sobre un punto criterio (círculo rojo en la Figura 2B) que permanecía estático o se movía describiendo alguna de las siguientes trayectorias: movimiento lineal medio-lateral, movimiento lineal antero-posterior y movimiento circular.

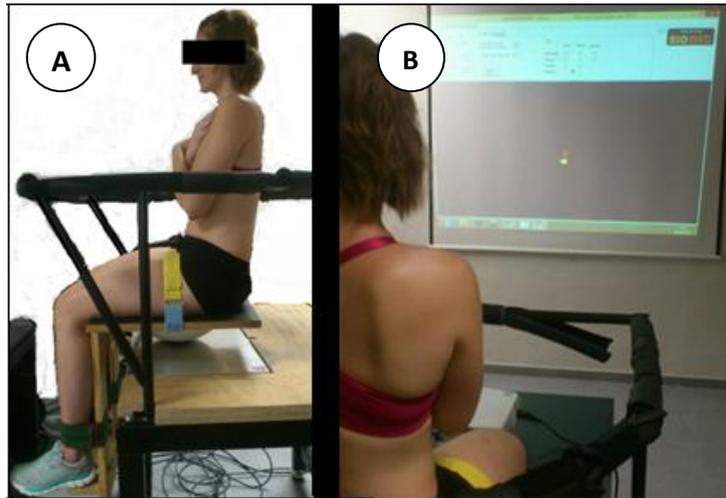


Figura 2. A) Vista lateral de una participante durante la ejecución del test de control del tronco en asiento inestable. B) Vista posterior de una participante durante el test donde se observa el software utilizado para este test.

PRUEBAS DE CONDICIÓN MÚSCULAR

1) Pruebas de fuerza y resistencia de los músculos del tronco

Al igual que los test anteriores, esta prueba ha sido descrita anteriormente por Juan-Recio et al., (2013). En este test las participantes se colocaron en un módulo de tronco articulado acoplado al eje de rotación del dinamómetro isocinético Biodex. Se les colocó en una posición inicial de referencia (tronco en posición vertical) y el eje de rotación del dinamómetro se hizo coincidir con la línea imaginaria que une las espinas ilíacas antero-superiores. A partir de la posición de referencia se estableció un rango de movimiento del tronco de 30° flexión hasta 20° extensión (Figura 3).

Una vez que las participantes habían calentado, se realizaron cuatro series de 15 repeticiones máximas y consecutivas de flexo-extensión de tronco (contracción concéntrica en ambas direcciones) a 120%/s, con 1 min de descanso entre series.



Figura 3. Vista lateral de una participante en el módulo de tronco del dinamómetro isocinético en las posiciones de flexión (+30°), neutra (0°) y extensión (-20°) de tronco.

2) Pruebas de fuerza de los músculos de la cadera.

La prueba se realizó con el dinamómetro manual Lafayette (Model 11065, USA) y consistió en una serie de cinco repeticiones isométricas máximas (5 s), tanto en aducción como abducción de cadera, para cada una de las piernas.

Las dos primeras repeticiones se estimaron como calentamiento, siendo la primera progresiva de baja intensidad a máxima y la segunda aproximadamente al 80% del máximo. Las tres siguientes fueron las que se registraron obteniéndose el pico máximo de fuerza para cada repetición, haciéndose la media para los dos picos mayores. Durante las mediciones se animó constantemente a las participantes para ayudar al carácter volitivo de la prueba, con 30 s de descanso entre repeticiones.

Para el proceso de medida de las repeticiones de abducción, la participante debía agarrarse a la camilla y el evaluador se colocaba con la articulación del codo a 90° de flexión y pegada a la pared para favorecer que la contracción fuera isométrica (Figura 4A). Igualmente, durante las acciones de aducción el evaluador se ayudó de la pared para fijar el codo (Figura 4B). Para realizar los test el dinamómetro se colocó a unos 2

cm sobre el maléolo interno o externo del tobillo, dependiendo del sentido de la fuerza (fuerza de aductores o fuerza de abductores, respectivamente).

Durante las mediciones el evaluador observó que el sujeto no levantara la pelvis para ayudar a producir fuerza y evitar que los miembros inferiores se elevaran sobre la superficie de la camilla, bloqueando al sujeto en el caso de que fuera necesario.

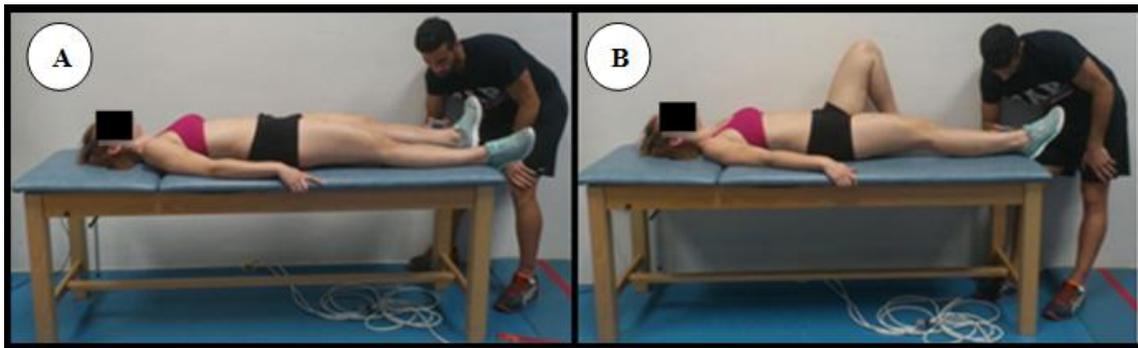


Figura 4. A) Posición del evaluador en el protocolo de abducción. B) Posición del evaluador en el protocolo de aducción.

PRUEBAS ESPECÍFICAS DE BAILE

1) Estabilidad corporal en tándem

La prueba consistió en la realización de un total de cuatro tareas diferentes realizadas de pie sobre una plataforma de fuerzas situada en el suelo. Por una parte, se realizaron dos tareas en apoyo monopodal (Figura 5 A) de manera estática y sin feedback visual. Una tarea se realizó con la pierna dominante y la otra con la pierna no dominante. A las participantes se les pidió que mantuviesen el equilibrio durante las pruebas estáticas, intentando no moverse. Por otra parte, se realizaron otras dos tareas en apoyo bipodal con los pies en posición tándem (Figura 5 B). Al igual que en el test de control del tronco en asiento inestable, en estas tareas se les proporcionó información visual a las participantes tanto de su COP como de un punto criterio, ambos proyectados sobre una pantalla. Una de las pruebas en tándem se realizó en estático (el punto criterio no se

movía) y la otra en dinámico (el punto criterio realizó un desplazamiento antero-posterior), y en ambas se pidió a las participantes que intentaran mantener el COP lo más cerca posible del punto criterio.



Figura 5. A) Posición monopodal (dominante y no dominante) sobre la plataforma de fuerzas. B) Posición tándem sobre la plataforma de fuerzas.

2) Control equilibrio corporal tras giros en desplazamiento.

En esta prueba se midió la estabilidad corporal en apoyo bipodal y apoyo monopodal (pierna dominante y no dominante) tras realizar cinco giros consecutivos en desplazamiento (Figura 6). Para ello las participantes se colocaron a una distancia de 3 m de una plataforma de fuerzas y realizaron los giros en dirección a la misma en línea recta, al ritmo de un metrónomo y a una velocidad de 52 bpm. Los giros se realizaron en el sentido de giro preferido por cada participante y el último apoyo se realizó sobre la plataforma de fuerzas (Figura 7).

Se pidió a las participantes que durante los 20 s siguientes al apoyo sobre la plataforma de fuerzas permanecieran lo más quietas posible. El movimiento del COP se utilizó para valorar la estabilidad corporal y la capacidad de reequilibración de las participantes.

Antes de iniciar la prueba se llevaron a cabo 3 ensayos para el aprendizaje y familiarización con la tarea. Durante los registros se realizaron 5 repeticiones en cada uno de los diferentes apoyos (bipedal, monopodal sobre la pierna dominante y monopodal sobre la pierna no dominante), con un total de 15 repeticiones, y se dejó 1 min de descanso entre repeticiones. Para el desarrollo de la prueba se estandarizó el tipo de calzado para todas las participantes, utilizando un tacón de 7 cm altura, habitual para las bailarinas de nivel nacional. Las bailarinas de nivel internacional suelen llevar un tacón más elevado, pero no les supone ningún problema adaptarse al uso de un tacón más bajo.



Figura 6. Diferentes posiciones de finalización sobre la plataforma de fuerzas tras los cinco giros.



Figura 7. Secuencia de giros a lo largo de una trayectoria de 3 m hasta realizar el último apoyo sobre la plataforma de fuerzas. La plataforma permitió el análisis del control postural tras los giros.

Tratamiento de datos

Rigidez, amortiguamiento y desplazamiento del tronco ante cargas súbitas en sedestación

Como muestra la Figura 8, el momento de fuerza (M) ejercido por el pistón neumático en cada instante se calculó a partir de la fuerza registrada por la célula de carga y la distancia conocida entre los marcadores ubicados a la altura de L5 y del centro de masas del HAT (Winter, 1990). Asimismo, la posición en cada instante de los marcadores referidos permitió el cálculo del desplazamiento angular del tronco (θ) tras el inicio de la perturbación.

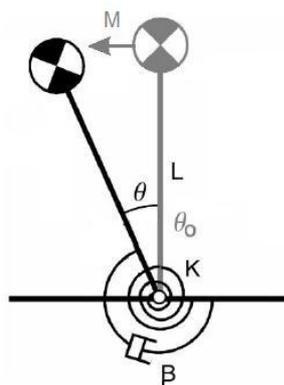


Figura 8. Representación del tronco como un péndulo invertido que oscila después de recibir una carga repentina (adaptada de Cholewicki et al., 2000). L es la altura medida desde la articulación L4/L5 hasta el centro de masas (Winter, 1990) y θ es el ángulo inicial del tronco en reposo. La rigidez (K) y el amortiguamiento (β) del tronco son calculadas a partir del desplazamiento angular (θ) observado tras la perturbación.

Partiendo del modelo presentado en la Figura 8, la rigidez y el amortiguamiento del tronco se calcularon en función de la relación entre el momento de fuerza ejercido por el pistón neumático sobre el torso y el posterior desplazamiento angular (Cholewicki, Simons & Radebold, 2000; Hunter & Kearney, 1982; Lacquaniti, Licata & Soechting, 1982; Tsuji, Morasso, Goto & Ito, 1995; Winters, Stark & Seif-Naraghi, 1988).

Análisis del desplazamiento del COP durante el test de control del tronco en asiento inestable y en las pruebas específicas realizadas en postura erecta.

Previo al análisis de los datos, la señal del COP fue filtrada mediante un filtro de paso bajo *Butterworth* de segundo orden con una frecuencia de corte de 5 Hz (Lin, Seol, Hussbaum & Madigan, 2008) y posteriormente interpolada a 100 Hz (Rhea, Silver, Hong, Ryu, Studenka, Hughes & Haddad, 2011). Se eliminaron los primeros 10 s de registro de cada ensayo en las pruebas genéricas, ya que durante el comienzo de este tipo de pruebas la señal no suele ser estacionaria (van Dieën et al., 2010b).

Para evaluar el control del tronco en sedestación (tareas con feedback visual), así como el movimiento del COP en las tareas de equilibrio monopodal y en tándem, se analizó el error radial medio (ERM) y el camino recorrido (CR) mediante un software creado “ad hoc” en LabView 9.0. (National Instruments, Austin, TX) (Figura 9).

En las tareas con feedback el ERM (mm) fue calculado como la distancia promedio del COP respecto al punto criterio, mientras que en las tareas sin feedback el ERM (mm) fue cuantificado como la distancia promedio del COP a su propio punto medio (Hancock, Butler & Fischman, 1995; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett & Myklebust, 1996). Igualmente, el CR (mm/s) fue cuantificado respecto al punto criterio

en las tareas con feedback visual y respecto al propio punto medio en las tareas sin feedback.

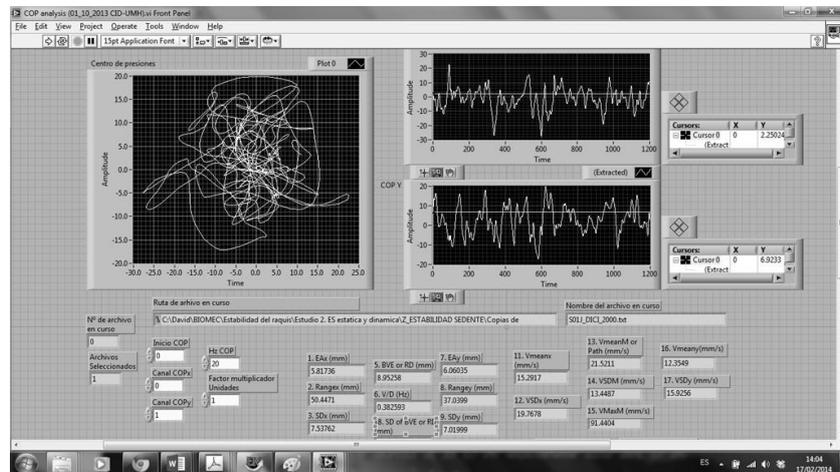


Figura 9. Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de estabilidad a partir de la señal del COP obtenida durante las pruebas de control del tronco sobre asiento inestable y de equilibrio monopodal y en tándem.

En los test específicos (tándem y monopodal) se midió la velocidad media (mm/s) y el tiempo de desplazamiento del COP (s) para evaluar la capacidad de estabilización de los participantes. La velocidad media se cuantificó a partir del desplazamiento total y el tiempo total de desplazamiento del COP.

Análisis del control postural sobre la plataforma de fuerzas tras los giros.

Para calcular la estabilidad postural dinámica tras los giros se utilizó el índice de estabilidad postural dinámica (DPSI), ya que ha sido demostrado tener una buena fiabilidad (Wikstrom et al., 2005). El DPSI es un valor medida funcional del control neuromuscular del sujeto en la capacidad de estabilización corporal de pasar de una acción dinámica a una estática.

El DPSI se calculó utilizando los primeros 20 s de la las fuerzas de reacción del suelo a partir del contacto inicial con la plataforma de fuerza, (cuando el valor de la fuerza

vertical superó el 5% del peso corporal). El DPSI está compuesto por las fuerzas antero-posterior media-lateral y las fuerzas de reacción del suelo verticales

Un mayor DPSI representa que el sujeto tiene menor estabilidad postural.

$$DPSI = \left[\sqrt{\frac{\Sigma(0-GRFx)^2 + \Sigma(0-GRFy)^2 + \Sigma(\text{body weight}-GRFz)^2}{\text{number of data points}}} \right] \div \text{body weight}$$

Figura 10. Cálculo del índice de estabilidad postural.

Fuerza y resistencia de flexo-extensión del tronco

La serie temporal de datos obtenida del dinamómetro isocinético fue exportada a archivos .txt. Posteriormente se utilizó una aplicación creada “ad hoc” con el software de programación LabView 9.0. para extraer las variables de fuerza y resistencia de la musculatura extensora y flexora de cada participante (Figura 11).

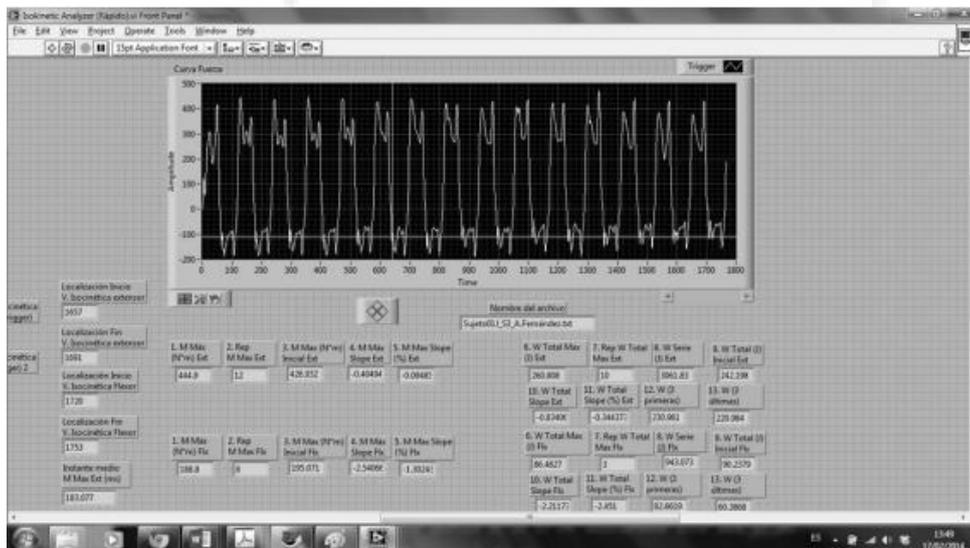


Figura 11. Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de fuerza y resistencia a partir de la señal del momento de fuerza obtenida durante las pruebas de flexo-extensión del tronco.

Para valorar la fuerza muscular en el test isocinético se utilizó el máximo momento de fuerza (MMF) y el trabajo máximo (WM) obtenido en las 4 series (Figura 12).

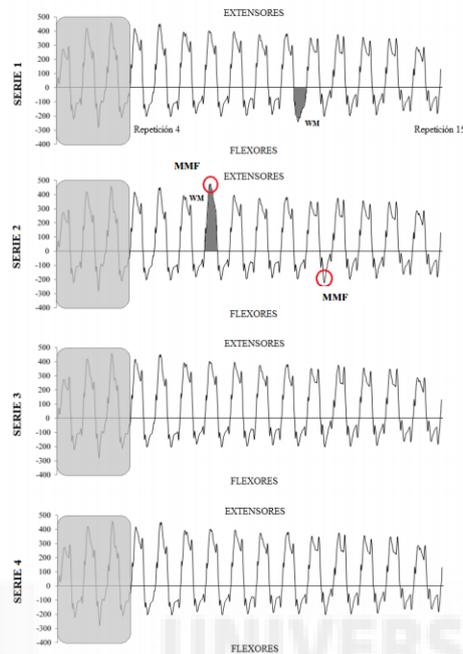


Figura 12. Ejemplo de un registro completo del test isocinético consistente en cuatro series de 15 repeticiones de flexo-extensión de tronco. Las tres primeras repeticiones (sombreadas) no fueron utilizadas en el análisis. Las repeticiones con un círculo indican el máximo momento de fuerza (MMF) generado por el participante. Las repeticiones sombreadas con gris oscuro indican el trabajo máximo (WM) realizado por el participante.

Ambas variables fueron analizadas tanto en valores absolutos [MMF (N*m), WM (J)] como relativos al peso corporal [MMF (N*m/kg), WM (J/kg)].

Para evaluar la resistencia desarrollada por la musculatura flexora y extensora del tronco se calcularon las siguientes variables a partir del trabajo de Mayer et al. (1995):

-Ratio de resistencia (RR): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo (W) realizado durante las tres últimas repeticiones de cada serie (13, 14, 15) entre el W realizado en las tres primeras (4, 5, 6) y multiplicarlo por 100.

$$RR = \frac{\sum W (13, 14, 15)}{\sum W (4, 5, 6)} \times 100$$

-Ratio de recuperación (RRC): es la ratio (%) obtenida tras dividir el W desarrollado durante la última serie (serie 4) entre el W desarrollado en la primera serie (serie 1) y multiplicarlo por 100.

$$RRC = \frac{W (serie 4)}{W (serie 1)} \times 100$$

-Ratio final de fatiga (RFF): es la ratio (%) obtenida tras dividir el W realizado durante las tres últimas repeticiones (13, 14, 15) de la última serie (serie 4) por tres veces el WM realizado durante una repetición de cualquiera de las series y multiplicarlo por 100.

$$RFF = \frac{W(13, 14, 15)(serie 4)}{3 \times WM (rep.) (serie)} \times 100$$

Análisis estadístico

Con el objeto de analizar las diferencias de todas las variables entre los distintos grupos de este estudio (bailarines, controles, bailarines de nivel nacional y bailarines de nivel internacional), se calcularon los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) para cada una de las variables.

La normalidad y homogeneidad de varianza de todas las variables fue constatada usando el test de Kolmogorov-Smirnov (con la corrección de Lilliefors) y el test de Levene respectivamente. Posteriormente, se realizaron dos análisis de la varianza (ANOVA) de un factor intersujeto de dos niveles. Específicamente para analizar las diferencias debidas a la especialización en baile tanto en las variables de los test genéricos de tronco como en las variables de las pruebas específicas de equilibrio corporal se realizó

un ANOVA con el factor intrasujeto *grupo* (2 niveles: individuo físicamente activo y bailarín). Para analizar las diferencias debidas al nivel de rendimiento en baile tanto en las variables de los test genéricos de tronco, como en las variables de las pruebas específicas, se realizó un ANOVA con el factor intrasujeto *nivel de rendimiento* (2 niveles: nivel nacional y nivel internacional).

Para analizar la relación de las variables de estabilidad del tronco, fuerza y resistencia del tronco y fuerza de cadera con las variables de equilibrio corporal en posiciones específicas de baile deportivo, se realizó un análisis de correlación de Pearson entre todas las variables del estudio para los bailarines de nivel nacional e internacional respectivamente.

Los análisis estadísticos se realizaron con el paquete estadístico SPSS version 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). La hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95% ($p < .05$)

REFERENCIAS

- Behm, D. G., Anderson, K., & Curnew, R. S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 416-422.
- Borghuis, J., Hof, A.L., & Lemmink, K.A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916.
- Burg, J.C.E., Wegen, E.E.H., Rietberg, M.B., Kwakkel, G., & van Dieën, J.H. (2006). Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, (12), 492-498.

- Cholewicki, J., Polzhofer, G.K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1733-1737.
- Dewhurst, S., Peacock, L., & Bampouras, T. M. (2015). Postural stability of older female Scottish country dancers in comparison with physically active controls. *Journal of aging and physical activity*, 23(1), 128-132.
- Golomer, E., Toussaint, Y., Bouillette, A., & Keller, J. (2009). Spontaneous whole body rotations and classical dance expertise: How shoulder-hip coordination influences supporting leg displacements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 314-321.
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports medicine*, 38(12), 995-1008.
- Juan-Recio, C., Barbado, D., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero-Carretero, C., & Vera-García, F. J. (2013). Condición muscular y estabilidad del tronco en judocas de nivel nacional e internacional. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, 8(2), 451-465.
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*, 36(3), 189-198.
- Laird, W. (2009). *The Laird Technique of Latin Dancing*. The Commemorative Edition. Inglaterra: International Dance Publications.
- Lee, H., & Granata, K.P. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 735-742.

- Lin, D., Seol, H., Hussbaum, M. A., & Madigan, M.L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait&Posture*, 28(2), 337-347. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.005
- Lukić, A., Bijelić, B., Zagorc, M., & Zuhrić-Šebić, L. (2011). The importance of strength in sport dance performance technique. *Sport Logia*, 7, 61-7.
- McCabe, T. R., Wyon, M., Ambegaonkar, J. P., & Riding, E. (2013). A bibliographic review of medicine and science research in dancesport. *Med Probl Perform Art*, 28(2), 70-79.
- McConville JT, & Churchill TD. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. *Ohio: Air Force Aerospace Medical Research Laboratory*. 1980.
- Maldonado Rico, A., Castejón Oliva, F.J., Lopez Crespo, C., Hernández Álvarez, J.L., Velazquez Buendia, R., Martínez Gorroño, M.E., López Rodríguez, A., Garoz Puerta, I. & Alonso Curiel, C. (2004). *La evaluación en educación física: Investigación y práctica en el ámbito escolar*. Editorial: Grao. Barcelona. ISBN: 84-7827-344-1
- Preuss R, Fung J. Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture.(2008) *J Electromyography Kinesiol*.18(5):815-28.
- Reed, C.A., Ford, K.R., Myer, G.D., & Hewett, T.E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine*, 42(8), 697-706.
- Sung, P.S., Yoon, B., & Lee, D.C. (2010). Lumbar spine stability for subjects with and without low back pain during one-leg standing test. *Spine*, 35(16), E753-760.

- vanDieën, J.H., Koppes L.L.J., & Twisk, J. (2010a). Low-back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine*, 35, 812–817.
- van Dieën, J. H., Luger, T., & van der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European journal of applied physiology*, 112(4), 1307-1313
- Vera-Garcia, F.J., Brown, S.H.M., Gray, J.R., & McGill, S.M. (2006). Effects of different levels of torsocoactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied suddenloads. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 443- 455.
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), 497-505.
- Zhang, J-G., Ishikawa-Takata, K., Yamaxzaki, H., Morita, T., Ohta, T. (2007). Postural stability and physical performance in social dancers. *Gait and Posture* 27(2008), 697-701.