



UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

DEPARTAMENTO DE CIENCIA JURÍDICA

Programa de Doctorado en Derecho, Política y Justicia

Análisis biomecánico de movimientos y posturas del tronco en gestos técnicos de danza clásica y danza del vientre

Tesis doctoral

Presentada por
M^a Ángeles Pamblanco Valero

Directores:
Dr. D. Francisco José Vera García
Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga

Elche, 2015



El Dr. José Antonio Pérez Juan, director del Departamento de Ciencia Jurídica de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

AUTORIZA:

Que el trabajo de investigación titulado: “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE MOVIMIENTOS Y POSTURAS DEL TRONCO EN GESTOS TÉCNICOS DE DANZA CLÁSICA Y DANZA DEL VIENTRE” realizado por Dña. M^a Ángeles Pamblanco Valero, bajo la dirección de Dr. D. Francisco José Vera García y Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga sea depositado en el departamento y posteriormente defendido como Tesis Doctoral en esta Universidad ante el tribunal correspondiente.

Lo que firmo para los efectos oportunos en

Elche, septiembre de 2015

Fdo.: José Antonio Pérez Juan

Director del Departamento de Ciencia Jurídica

Universidad Miguel Hernández de Elche

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE



Departamento: Ciencia Jurídica

Programa de Doctorado: Derecho, Política y Justicia

Título de la Tesis

Análisis biomecánico de movimientos y posturas del tronco
en gestos técnicos de danza clásica y danza del vientre

Tesis Doctoral presentada por:

Dña M^a Ángeles Pamblanco Valero

Dirigida por los Dres. Francisco José Vera García

y. D. Daniel Sánchez Zuriaga

El Director

El Director

El Doctorando

Elche, septiembre de 2015

**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE
ELCHE**

DEPARTAMENTO DE CIENCIA JURÍDICA

Programa de Doctorado en Derecho, Política y Justicia

**Análisis biomecánico de
movimientos y posturas del
tronco en gestos técnicos de
danza clásica y danza del vientre**
Tesis doctoral

Presentada por:
M^a Ángeles Pamblanco Valero

Directores:
Dr. D. Francisco José Vera García
Dr. D. Daniel Sánchez Zuriaga

Elche, 2015

AGRADECIMIENTOS

En la realización de esta tesis doctoral han participado directa o indirectamente diversas personas e instituciones a las que quiero agradecer cordial y sinceramente su colaboración.

- A mi querida madre, por su generosidad y lucha constante.
- A mi hermana Neus, por su ternura, aliento y paciencia sin límites.
- A mi padre, a mi madre, a mis hermanos y a mis sobrinos, por su comprensión y apoyo absoluto.
- A Ramón, Blanca, Ferran, y Sofía, por su cariño, ánimo y vitalidad cómplice salvadora.
- A mi hermano Miguel, Dora y Sara, por su cariño incondicional.
- A mi amiga M^a Antonia, por su fe en mí.
- A M^a José Alemany, Rosario Rodríguez y Marta Marín, por su ayuda y amistad.
- A mis dos directores de tesis, Francisco José Vera García y Daniel Sánchez Zuriaga, por el regalo cariñoso y desinteresado de su tiempo con sus enseñanzas.
- A mis compañeros en los proyectos de investigación, Fran, Juan Fran, Manuel, Calixto, Dani, Javi, por su amistad, sus enseñanzas, y su ayuda incondicional. Especialmente a Fran, mi maestro generoso, paciente y sabio, por transmitirme la esperanza y confianza necesarias.
- A las bailarinas que colaboraron desinteresadamente en las pruebas experimentales.
- A los doctores Stuart M. McGill y Janice Marie Moreside (Department of Kinesiology, Faculty of Applied Health Sciences. University of Waterloo,

Ontario, Canada) por su generosa aportación en el proceso de investigación.

- Al Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche.
- Al Conservatorio Superior de Danza de Valencia.

"Una vez llegó a la corte del príncipe Birkasha una bailarina con sus músicos... Y fue admitida en la corte, y danzó ante el príncipe al son del laúd, la flauta y la cítara.

Bailó la danza de las llamas, y la danza de las espadas y las lanzas; bailó la danza de las estrellas y la danza del espacio.

Finalmente, bailó la danza de las flores en el viento.

Luego se quedó de pie frente al trono del príncipe... Y el príncipe le indicó que se acercara y le dijo:

- Hermosa mujer, hija de la gracia y del deleite, ¿de dónde proviene tu arte? ¿Y cómo que tus ritmos y tus rimas dominan a todos los elementos?

Y la bailarina... respondió:

Poderosa y benévola Majestad, no sé responder a vuestras preguntas. Sólo esto sé: el alma del filósofo reside en su cabeza, la del poeta en su corazón; el alma del cantor se aposenta en su garganta, pero el alma de la bailarina mora en todo su cuerpo."

Gibran Khalil Gibran

A mi madre, por la felicidad de entonces...

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN LA DANZA	3
1.2. LA ESTABILIDAD DEL TRONCO	5
1.2.1. Concepto y fundamentos biomecánicos de la estabilidad del tronco	5
1.2.2. La estabilidad del tronco para el rendimiento y la prevención de lesiones de los bailarines	8
1.3. EL CONTROL NEUROMUSCULAR DEL TRONCO EN LA DANZA	11
2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	15
2.1. OBJETIVOS GENERALES Y OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
2.2. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	16
3. ESTUDIO 1: DANZA DEL VIENTRE	21
3.1. MÉTODO	21
3.1.1. Participantes	21
3.1.2. Instrumentos y registros	22
3.1.3. Descripción de las tareas	25
3.1.4. Procedimiento	37
3.1.5. Tratamiento de los datos	38
3.1.6. Análisis estadístico	39
3.2. RESULTADOS	41
3.2.1. Validación del método	41
3.2.2. Cinemática del raquis lumbar	44
3.2.3. Actividad electromiográfica	54
3.3. DISCUSIÓN	62
3.3.1. Tareas de predominancia del plano sagital (grupo S).	63
3.3.2. Tareas de predominancia del plano horizontal (grupo H).	64
3.3.3. Tareas de predominancia del plano frontal (grupo F).	64
4. ESTUDIO 2: DANZA CLÁSICA	69
4.1. MÉTODO	69
4.1.1. Participantes	69
4.1.2. Instrumentos y registros	69
4.1.3. Descripción de las tareas	72
4.1.4. Procedimiento	81
4.1.5. Tratamiento de datos	82

4.1.6.	Análisis estadístico	83
4.2.	RESULTADOS	84
4.2.1.	Validación del método	84
4.2.2.	Actividad electromiográfica	87
4.3.	DISCUSIÓN	96
5.	DISCUSIÓN GENERAL	105
6.	CONCLUSIONES	113
7.	LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO	117
8.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121
	ANEXO 1	135
	ANEXO 2	139
	ANEXO 3	143

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Porcentaje del error típico (ET) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos y la amplitud del movimiento en los planos sagital, frontal y horizontal. 42

Tabla 2. Coeficientes de correlación intraclase (CCI_{2,1}) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos y la amplitud del movimiento en los planos sagital, frontal y horizontal. 43

Tabla 3. Media y desviación estándar de la amplitud del movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), horizontal (H) y frontal (F)]. En la columna de la derecha se presentan los resultados de la comparación entre planos ($p < 0.05$). La doble línea horizontal agrupa las tareas conforme a la predominancia del movimiento en el plano sagital (grupo S), horizontal (grupo H) o frontal (grupo F). 51

Tabla 4. Diferencias significativas de las medias en la amplitud del movimiento (planos sagital, frontal y horizontal) entre las diferentes tareas de danza del vientre. 53

Tabla 5. Diferencias significativas de las medias de la electromiografía normalizada entre las diferentes tareas de la danza del vientre para los músculos recto del abdomen (porción supraumbilical) y oblicuo interno. 60

Tabla 6. Diferencias significativas de las medias de la electromiografía normalizada entre las diferentes tareas de la danza del vientre para los músculos oblicuo externo medial y latísimo del dorso. 61

Tabla 7. Porcentaje del error típico (ET) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos. 85

Tabla 8. Coeficientes de correlación intraclase (CCI_{2,1}) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos. 86

Tabla 9. Diferencias significativas entre las medias de la electromiografía normalizada de las diferentes tareas de danza clásica para los músculos recto y oblicuo externo del abdomen. 94

Tabla 10. Diferencias significativas entre las medias de la electromiografía normalizada de las diferentes tareas de danza clásica para los músculos oblicuo interno del abdomen y erector espinal. 95

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Lugar de colocación de los electrodos en los músculos: RA_s, recto del abdomen porción supraumbilical; RA_i, recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m, oblicuo externo medial; OE_L, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno (fotograma A); LD, latísimo del dorso; ES_{T9}, porción torácica del erector espinal; ES_{L3}, porción lumbar del erector espinal (fotograma B). 23

Figura 2. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Vientre dentro-fuera. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 26

Figura 3. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Pecho arriba-abajo. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 27

Figura 4. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Círculo de pecho. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 28

Figura 5. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Semicírculo pecho. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 29

Figura 6. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del "Shimmey" hombros. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 30

Figura 7. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del "Shimmey" pelvis. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 31

Figura 8. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo pelvis arriba. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 32

Figura 9. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo pelvis abajo. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 33

Figura 10. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo de pelvis unilateral. Secuencias de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 34

Figura 11. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Ocho horizontal. Secuencias de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 35

Figura 12. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Ocho vertical. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar. 36

Figura 13. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Vientre dentro-fuera. 44

Figura 14. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Pecho arriba-abajo. 45

Figura 15. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Círculo pecho. 45

Figura 16. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Semicírculo pecho. 46

Figura 17. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del "Shimmey" hombros. 46

Figura 18. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del "Shimmey" pelvis. 47

Figura 19. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis abajo. 47

Figura 20. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis arriba. 48

Figura 21. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis unilateral. 48

Figura 22. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Ocho horizontal. 49

Figura 23. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Ocho vertical. 49

Figura 24. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano sagital: Vientre dentro-fuera, Pecho arriba-abajo, Círculo pecho y Semicírculo pecho. 55

Figura 25. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano horizontal: "Shimmey" hombros y "Shimmey" pelvis. 56

Figura 26. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano frontal: Golpeo pelvis arriba, Golpeo pelvis abajo, Golpeo pelvis unilateral, Ocho vertical y Ocho horizontal. 58

Figura 27. Vistas anterior, posterior y lateral (fotogramas, A, B y C, respectivamente) de la colocación de los electrodos en los músculos: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo. 59

izquierdo; OI_D, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESI_{L3}, porción lumbar del erector espinal izquierdo. 71

Figura 28. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 1ª. 74

Figura 29. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 2ª. 74

Figura 30. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 5ª. 75

Figura 31. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Croisé* con brazos en 1ª. 75

Figura 32. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement tendu* derecha con brazos en 1ª. 76

Figura 33. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement jeté* derecha con brazos en 1ª. 76

Figura 34. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement fondu* derecha con brazos en 1ª. 77

Figura 35. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Arabesque* apoyo completo (a pie plano) con brazos en 1ª. 78

Figura 36. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Arabesque en relevé* (media punta) con brazos en 1ª. 78

Figura 37. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Relevé* apoyo bipodal (media punta) con brazos en 1ª. 79

Figura 38. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Relevé* apoyo monopodal ("*cou de pied*") con brazos en 1ª. 80

Figura 39. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Port de bras* derecha. 81

Figura 40. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Port de bras* izquierda. 81

Figura 41. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Grand plié* con brazos en primera, segunda y quinta posición, *Croisé*, *Relevé demi pointe* en apoyo bipodal y *Relevé demi pointe en cou de pied* (apoyo monopodal). 88

Figura 42. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Battement tendu*, *Battement jeté* y *Battement fondu* con pierna derecha e izquierda. 90

Figura 43. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Arabesque* (apoyo completo) y *Arabesque en relevé demi pointe* (media punta, medio apoyo). 91

Figura 44. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Port de bras* hacia la derecha y *Port de bras* hacia la izquierda. 92



INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN LA DANZA

Tradicionalmente, el análisis de los gestos técnicos característicos de diferentes formas de danza se ha realizado empleando métodos basados en la experiencia personal del profesional de la danza, de acuerdo con una escuela o modelo formativo concreto y apoyándose en la subjetividad de su observación. Especialmente, durante los últimos veinte años, se han incorporado nuevos métodos de análisis, apoyados en disciplinas como la biomecánica, que complementan la información meramente cualitativa y aportan la objetividad necesaria en la búsqueda de la mejora de la preparación física y técnica de los bailarines para la optimización del rendimiento y la prevención de lesiones en la danza.

La palabra biomecánica está compuesta por el prefijo *bio* y en la raíz *mecánica*. *Bio* indica que este concepto tiene que ver con los sistemas vivos o biológicos. Asimismo, *mecánica*, que etimológicamente proviene de *mekhaniké* (herramienta), es la parte de la física que estudia las fuerzas y sus efectos (el movimiento, la deformación, etc.). Por tanto, podemos afirmar que la biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre los sistemas biológicos y sus efectos (Hay, 1993; McGinnis, 2005). Las fuerzas internas son aquellas que actúan dentro del sistema o cuerpo y las externas las que actúan sobre el cuerpo o sistema como resultado de la interacción con el medio.

Según la definición de biomecánica presentada en el párrafo anterior, el estudio de la danza desde el punto de vista de la biomecánica tiene por objetivo analizar las fuerzas externas e internas (*dinámica*) que afectan a los bailarines en las diferentes formas de danza, así como sus movimientos y posturas (*cinemática*). Para ello se utilizan diferentes técnicas dinamométricas, electromiográficas y cinemáticas a través de diferentes sistemas o aparatos: plataformas de fuerzas, dinamómetros isocinéticos, isométricos y/o isoinerciales,

esterillas de presiones, electromiógrafos, acelerómetros, electrogoniómetros, cámaras de video, etc.

Una de las técnicas biomecánicas más utilizadas en la danza es la electromiografía de superficie, técnica para el estudio de la función neuromuscular a través del registro, procesamiento y análisis de la actividad eléctrica que emanan las fibras musculares durante la activación muscular (Merletti & Parker, 2006). La mayoría de los estudios electromiográficos realizados en danza (Chatfield, 1994; Chatfield, et al., 1996; Chatfield, et al., 2007; Couillandre, et al., 2008; De Bartolomeo, et al., 2007; Kadel & Couillandre, 2007; Kadel, et al., 2006; Krasnow, et al., 2002; Krasnow, et al., 2011; Krasnow, et al., 2012a; Lepelley, et al., 2006; Massó, et al., 2004; Monasterio, et al., 1994; Mouchnino, et al., 1992; Trepman, et al., 1998; Trepman, et al., 1994; Wang, et al., 2008; Wilmerding, et al., 2001; Yoshida & Kuno-Mizumura, 2003) se dirigen al estudio de la participación de los músculos de las extremidades durante diferentes movimientos y posturas. Estos estudios centran su interés en el análisis de gestos técnicos en bailarines de danza clásica y bailarines de danza contemporánea, como el *plié* (Chatfield, 1994; Trepman, et al., 1998; Trepman, et al., 1994), *relevé* (De Bartolomeo, et al., 2007; Massó, et al., 2004; Yoshida & Kuno-Mizumura, 2003), *pointe* (Kadel & Couillandre, 2007; Kadel, et al., 2006), *degagé* (Mouchnino, et al., 1992), *degagé, jeté* (Lepelley, et al., 2006), *grand battement* (Chatfield, 1994; Krasnow, et al., 2012a; Wang, et al., 2008), *paso adelante* (Chatfield, et al., 2007; Krasnow, et al., 2002) y *développé* (Chatfield, 1994; Monasterio, et al., 1994; Wilmerding, et al., 2001), entre otros.

Aunque los estudios señalados anteriormente han analizado principalmente la activación de músculos de las extremidades, en alguno de ellos también se analizan de forma aislada músculos del tronco (Chatfield, et al., 2007; Krasnow, et al., 2002; Krasnow, et al., 2012a; Lepelley, et al., 2006; Monasterio, et al., 1994; Mouchnino, et al., 1992; Wang, et al., 2008), sobre todo el "timing" de la respuesta muscular, pero ninguno estudia conjuntamente los grupos musculares más importantes que controlan los movimientos del tronco. Además, son escasos los estudios que han analizado la electromiografía de los músculos

más importantes que controlan el movimiento y la postura del tronco, destacando los realizados por Moreside, et al., (2008) y Vera-Garcia, et al., (2011) en una muestra de bailarinas de danza del vientre. Los estudios referidos son trabajos electromiográficos y cinemáticos que han analizado la participación de los músculos del tronco y la cinemática del raquis lumbar durante la ejecución de movimientos ondulatorios de la pared abdominal (“*ondas abdominales*”) (Moreside, et al., 2008), así como movimientos de la pelvis manteniendo fijo el tórax (rotación, circunducción, translación mediolateral y translación anteroposterior, fundamentalmente) y movimientos del tórax manteniendo fija la pelvis (rotación, circunducción, translación mediolateral y translación anteroposterior, fundamentalmente) (Vera-Garcia, et al., 2011). Estos trabajos han permitido profundizar en el control neuromuscular de los movimientos voluntarios del tronco y aportan información útil para el desarrollo de programas de acondicionamiento de los músculos del tronco en la danza.

Como se desprende de la información presentada en los párrafos anteriores, es necesario realizar nuevos estudios biomecánicos que nos permitirán describir y analizar tanto la cinemática del raquis, la pelvis y el tórax, como los patrones de activación de la musculatura del tronco durante la generación y transmisión de fuerzas a través de las cadenas cinéticas desarrolladas en gestos y técnicas de diferentes tipos de danza.

1.2. LA ESTABILIDAD DEL TRONCO

1.2.1. Concepto y fundamentos biomecánicos de la estabilidad del tronco

La estabilidad del tronco, también conocida como estabilidad del *core* o estabilidad de la zona central del cuerpo, ha sido definida como la “*capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco, cuando éste es sometido a fuerzas internas o externas*” (Vera-Garcia, et al., 2015a). Ésta es una cualidad física, modificable con el entrenamiento o la

rehabilitación (Vera-Garcia, et al., 2015b), que ha sido señalada como un factor clave para la prevención y tratamiento de lesiones en el raquis lumbar (McGill, 2002; McGill, et al., 2003; Zazulak, et al., 2008), así como un aspecto importante para la prevención de lesiones en los miembros inferiores (Borghuis, et al., 2008; Kibler, et al., 2006; Zazulak, et al., 2008). Además, en ámbitos del entrenamiento deportivo la estabilidad del tronco ha recibido mucha atención, ya que podría ser un factor determinante para el rendimiento en diferentes deportes (Borghuis, et al., 2008; Kibler, et al., 2006).

Según Panjabi, (1992), la estabilidad del raquis depende de la participación coordinada de tres sistemas: a) sistema pasivo (estructuras osteoarticulares y ligamentosas); b) sistema activo (músculos y tendones); y c) sistema de control neural (sistema nervioso central y periférico). De entre estos sistemas, la activación coordinada de los músculos del tronco, es decir, el correcto funcionamiento de los sistemas activo y neural, es el factor determinante para mantener la estabilidad de la columna en la mayoría de situaciones. En este sentido, estudios *in vitro* demuestran que el sistema osteoligamentoso del raquis lumbar cede frente a cargas compresivas de tan sólo 90 N (Crisco & Panjabi, 1992; Lucas & Bresler, 1961), poniendo de manifiesto la insuficiencia estabilizadora de sus estructuras pasivas. Sin embargo, a pesar de que la columna vertebral es una estructura en sí misma inestable, el raquis lumbar de halterófilos profesionales puede soportar cargas muy superiores a los 10000 N durante el levantamiento de pesas (Cholewicki, et al., 1991). Este hecho, revela la importancia del sistema neuromuscular en el control de la estabilidad de la columna vertebral. Según Vera-Garcia, et al., (2006), pequeños incrementos en la co-activación de los músculos del tronco producen importantes aumentos de la estabilidad del raquis. En este sentido, la mayoría de personas sin patología raquídea podrían alcanzar un nivel suficiente de estabilidad de la columna lumbar con niveles moderados de co-activación muscular (Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki, et al., 2000). Para ello, todos los músculos del tronco deben participar de forma coordinada (Brown, et al.,

2006; McGill, et al., 2003), desde los más pequeños y próximos a las articulaciones, hasta los más grandes y superficiales.

Como se desprende de los estudios referidos en los párrafos anteriores, la estabilidad del tronco no depende de la activación aislada de un único músculo, sino por el contrario de la acción coordinada de los diferentes músculos del tronco (McGill, et al., 2003). En función de sus características anatómicas (origen, inserción, dirección de las fibras musculares, etc.), los músculos referidos generan fuerzas que tienden a la flexión, extensión, inclinación lateral y/o rotación del tronco. De este modo, se pueden agrupar principalmente en cuatro grupos funcionales (Vera-Garcia, et al., 2015c):

I. *Flexores o músculos de la cadena anterior del tronco.* Atendiendo a su morfología, a su localización y a su mayor brazo de palanca, el músculo recto del abdomen es el principal flexor del tronco. El oblicuo externo y el oblicuo interno del abdomen colaboran con el recto del abdomen para realizar su función flexora, sobre todo, cuando las demandas de la tarea son elevadas, esto es, cuando se movilizan cargas elevadas, cuando los movimientos son muy rápidos, cuando existe fatiga muscular o cuando el cuerpo está sometido a situaciones de inestabilidad o desequilibrio, como por ejemplo al realizar un ejercicio de flexión del raquis con el tronco apoyado sobre una superficie inestable (Vera-Garcia, et al., 2000). Por otro lado, cuando se combinan movimientos de flexión de raquis lumbar y flexión de cadera, el psoas ilíaco es el que cobra el principal protagonismo.

II. *Extensores o músculos de la cadena posterior del tronco.* Por su morfología y ubicación, el erector o tríceps espinal (longísimo del dorso e iliocostal, especialmente) es el principal erector del tronco. No obstante, son muchos los músculos de la espalda que colaboran con el erector espinal para realizar su función extensora, entre ellos el multifido, el latísimo del dorso y el cuadrado lumbar.

III. *Inclinadores laterales o músculos de la cadena lateral del tronco.*

La flexión lateral del tronco se produce gracias a la activación de los músculos del lado del tronco hacia donde se produce la inclinación. Destacan principalmente el oblicuo externo, el oblicuo interno y el transverso del abdomen, el cuadrado lumbar, el psoas ilíaco, el multífido y el latísimo del dorso.

IV. *Rotadores o músculos de la cadena oblicua del tronco.* Los principales músculos rotadores del tronco son el oblicuo externo y el oblicuo interno del abdomen, el multífido y el latísimo del dorso, especialmente los músculos oblicuos del abdomen, ya que realizan su acción a través de grandes brazos de palanca. Sin embargo, la importancia de uno u otro músculo viene también determinada por el sentido del giro y la parte del tronco que es movilizada, es decir, la parte superior o la parte inferior (Vera-García, et al., 2011). Así, cuando el tórax rota hacia un lado, se activa el oblicuo interno del abdomen y el latísimo del dorso homolaterales y el oblicuo externo del abdomen y el multífido contralaterales. Por el contrario, cuando es la pelvis la que rota, se activa el oblicuo externo del abdomen y el multífido homolaterales y el oblicuo interno del abdomen y el latísimo del dorso contralaterales.

1.2.2. La estabilidad del tronco para el rendimiento y la prevención de lesiones de los bailarines

Aunque los estudios que han analizado la relación entre la estabilidad del tronco y el rendimiento en diferentes tareas motoras presentan resultados controvertidos (Jamison, et al., 2012; Mills, et al., 2005; Nesser, et al., 2008; Sharrock, et al., 2011), desde un punto de vista teórico parece evidente que es posible mejorar el rendimiento en ciertas acciones (girar, saltar, cambiar de dirección, etc.) a través de la mejora de la capacidad para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco. En este sentido, autores como Kibler, et al., (2006) sugieren que es posible mejorar el rendimiento de los deportistas a través del desarrollo de la parte central de las cadenas cinéticas implicadas en lanzamientos, golpes, cambios de dirección, saltos, etc. El éxito en muchas de estas acciones depende de la fuerza creada por los miembros inferiores en su

interacción con el suelo y de su correcta transmisión hacia la parte superior del cuerpo a través del tronco (McGill, 2006).

Los trabajos de Hodges, et al., (1999) y Hodges & Richardson, (1997) han demostrado que los músculos del tronco se activan para estabilizar el raquis antes del movimiento de las extremidades, ilustrando el fenómeno conocido como “proximal stability for distal mobility (Putnam, 1993)”. En la danza son habituales los movimientos de las extremidades que precisan de un gran control motor del tronco, como por ejemplo, en la técnica *battement tendu* de danza clásica, donde el bailarín debe modular tareas múltiples y cambiantes (estabilizando el tronco al tiempo que facilita el movimiento de los brazos y las piernas), mostrando el dominio y la expresividad de su técnica (Batson, 2010a; Batson, 2010b). En este tipo de acciones, las fuerzas generadas por los músculos agonistas del movimiento de las extremidades dificultan el control de la postura del tronco, lo que requiere de la activación de los músculos estabilizadores, que participan como sinergistas fijadores. En este sentido, según Batson, (2010a) en sus reflexiones dentro del contexto de la danza, cuando los bailarines se preparan para realizar el *tendu* activan los músculos de la parte central del cuerpo poco antes del inicio del movimiento de las extremidades, garantizando de este modo el equilibrio corporal. Estas reflexiones (Batson, 2010a; Batson, 2010b) no son el resultado de una medición y análisis de la actividad de la musculatura del tronco, se trata de razonamientos basados en su experiencia personal y desafortunadamente, son escasos los estudios que han analizado la respuesta de los músculos del tronco en éste u otro tipo de acciones similares, por lo que se desconoce el nivel de activación muscular y la forma en la que los músculos del tronco son coordinados para su ejecución.

Un control adecuado de los movimientos y la postura del tronco es considerado un factor importante para el equilibrio corporal (Burg, et al., 2006; Preuss & Fung, 2008; Sung, et al., 2010; Vera-García, et al., 2015c), ya que la parte superior del cuerpo constituye aproximadamente dos terceras partes de su peso corporal total (McConville, et al., 1980). La relación entre la estabilidad del tronco y la estabilidad corporal general podría ser especialmente relevante en la

danza, donde la capacidad de alcanzar, mantener o recuperar el equilibrio, tanto en situaciones estáticas como dinámicas, es muy importante (Batson, 2010a; Batson, 2010b; Bläsing, et al., 2012; Bruyneel, et al., 2010; Chatfield, et al., 2007; Cheng, et al., 2011; Costa, et al., 2013; Couillandre, et al., 2008; Golomer, et al., 1997; Golomer, et al., 1999; Golomer, et al., 2009a; Golomer, et al., 2009b; Kiefer, et al., 2011; Krasnow, et al., 2001; Krasnow, et al., 2012b; Notarnicola, et al., 2014; Perrin, et al., 2002; Reid, 1988; Rein, et al., 2011; Ricotti & Ravaschio, 2011; Schmitt, et al., 2005; Shigematsu, et al., 2002; Simmons, 2005). Los bailarines deben controlar el equilibrio en movimientos y posturas muy complejas, como saltos, giros, caídas, deslizamientos, transporte o elevación de un compañero/a, etc., realizados de forma individual, por parejas o en grupo y, a su vez, sincronizando la acción con la música. Como muestra el estudio desarrollado por Golomer, et al., (2009b), en acciones tan complejas como un giro o una *pirouette*, el control del tronco parece un factor determinante del rendimiento. Según estos autores, en la *pirouette* los bailarines expertos desarrollan un comportamiento *en bloc* (en bloque) entre hombros-cadera para controlar el tronco, lo que parece facilitar el equilibrio durante todas las fases de la rotación.

Además de los posibles beneficios del control de la estabilidad del tronco sobre el rendimiento motor de los bailarines, los resultados de diferentes estudios biomecánicos y epidemiológicos indican que el déficit en el control neuromuscular de la estabilidad del tronco es un factor de riesgo de lesión del raquis lumbar (Borghuis, et al., 2008; Zazulak, et al., 2008). En estos estudios, pacientes con dolor lumbar mostraron una mayor latencia en la respuesta muscular ante fuerzas externas (Radebold, et al., 2000; Radebold, et al., 2001; Reeves, et al., 2005) e internas (Hodges & Richardson, 1996; Hodges & Richardson, 1998) y un menor control postural (Ham, et al., 2010; Henry, et al., 2006; Radebold, et al., 2001; Ruhe, et al., 2011; Sung, et al., 2010; Van Dieen, et al., 2010a) que personas asintomáticas. Por otro lado, estudios prospectivos realizados en el deporte de competición han mostrado la relación entre el déficit en el control de la estabilidad del tronco y lesiones en los miembros inferiores

(Zazulak, et al., 2007a; Zazulak, et al., 2007b). Esto podría ser de especial relevancia en la danza, ya que aunque las estructuras que más se lesionan pueden variar entre diferentes formas de danza (ballet, danza contemporánea, jazz, break dance, hip-hop, bailes de salón, flamenco, etc.), la extremidad inferior suele ser la parte del cuerpo que se lesiona con mayor frecuencia (Russell, 2013).

Aunque carecemos de trabajos de investigación que relacionen la estabilidad del tronco con la prevención de lesiones en danza, algunos autores han destacado la importancia de incorporar el trabajo de estabilización del tronco en los entrenamientos de los bailarines como medio fundamental para prevenir lesiones en danza (Ambegaonkar, et al., 2012; Russell, 2013). En este sentido, la debilidad de la musculatura del tronco ha sido señalada como uno de los factores biomecánicos relacionados con las lesiones en la danza (Russell, 2013).

1.3. EL CONTROL NEUROMUSCULAR DEL TRONCO EN LA DANZA

Muchos de los gestos técnicos realizados en diferentes tipos de danza requieren de un gran control neuromuscular de la posición y el movimiento corporal. A diferencia de los bailarines no experimentados o las personas sin experiencia en la danza, los bailarines expertos realizan movimientos altamente exigentes sin mostrar un gran esfuerzo (Bläsing, et al., 2012), lo cual consiguen a través de la mejora del control y la eficiencia de sus movimientos, por ejemplo, en acciones de ballet tales como *rond de jambe*, *grand rond de jambe* y *jeté* (Lepelley, et al., 2006; Thullier & Moufti, 2004; Wilson, et al., 2004). Asimismo, los bailarines experimentados se caracterizan también por una mayor precisión temporal del movimiento y un menor nivel de co-contracción muscular durante el desarrollo de diversos gestos técnicos, como por ejemplo en "*street dance*" (Miura, et al., 2013).

Como se ha comentado anteriormente, la mayor parte de los estudios electromiográficos sobre gestos técnicos de diferentes formas de danza aportan

información relacionada con el control neuromuscular de las extremidades (Chatfield, 1994; Chatfield, et al., 1996; Chatfield, et al., 2007; Couillandre, et al., 2008; De Bartolomeo, et al., 2007; Kadel & Couillandre, 2007; Kadel, et al., 2006; Krasnow, et al., 2002; Krasnow, et al., 2011; Krasnow, et al., 2012a; Lepelley, et al., 2006; Massó, et al., 2004; Monasterio, et al., 1994; Mouchnino, et al., 1992; Trepman, et al., 1998; Trepman, et al., 1994; Wang, et al., 2008; Wilmerding, et al., 2001; Yoshida & Kuno-Mizumura, 2003), pero son pocos los estudios que se han centrado en el control neuromuscular del tronco (Chatfield, et al., 2007; Krasnow, et al., 2012a; Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011). Por otra parte, aunque en los ámbitos de la actividad física, el deporte y la rehabilitación se ha realizado un gran número de estudios electromiográficos de la musculatura del tronco, estos han analizado principalmente la activación muscular durante la ejecución de ejercicios en decúbito supino, decúbito prono, decúbito lateral o cuadrupedia (ver por ejemplo: Axler & McGill, 1997; García-Vaquero, et al., 2012; Juker, et al., 1998; Kavcic, et al., 2004; Vera-Garcia, et al., 2007; Vera-García, et al., 2000), posiciones que no son muy habituales en la mayoría de las diferentes formas de danza.

De este modo, son necesarios nuevos estudios electromiográficos y cinemáticos que profundicen en el control neuromuscular del tronco en la danza, especialmente estudios que nos permitan conocer cómo se activa la musculatura del tronco en movimientos y posturas que requieran de un gran control de la estabilidad del tronco. Estos trabajos podrían aportar información útil para la optimización del rendimiento técnico y físico del bailarín/a y/o prevenir la aparición de lesiones en diferentes estructuras del aparato locomotor.



OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1. OBJETIVOS GENERALES Y OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Partiendo de las limitaciones existentes en la literatura, el **objetivo general** de esta tesis doctoral fue *analizar la participación de la musculatura del tronco durante el desarrollo de gestos técnicos de formas de danza que requieren de un gran control del movimiento y/o la postura del tronco.*

Para ello, tomando como referencia estudios previos de nuestro grupo de investigación (García-Vaquero, et al., 2012; Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2015a; Vera-Garcia, et al., 2015b; Vera-Garcia, et al., 2010), se diseñaron dos estudios electromiográficos de gestos técnicos de dos formas de danza muy diferentes: *danza del vientre y danza clásica.*

En la danza del vientre el control del tronco se manifiesta principalmente en acciones dinámicas donde la pelvis y el tórax se desplazan a lo largo de complejas trayectorias (círculo, semicírculo, ocho horizontal, ocho vertical, etc.), generalmente de forma disociada o independiente, es decir, movilizándolo la pelvis con el tórax relativamente inmóvil, o viceversa (Vera-Garcia, et al., 2011). A pesar de su gran complejidad, los bailarines deben desarrollar estas trayectorias en conjunción con la música y en muchos casos a pesar del movimiento de las extremidades.

Por otra parte, en la mayoría de las acciones de danza clásica los bailarines deben mantener el raquis y la pelvis en *posición neutra* (Brown, et al., 2006; Kavcic, et al., 2004; Vera-Garcia, et al., 2006; Vera-Garcia, et al., 2007) ante el movimiento de los miembros superiores e/o inferiores, lo que requiere de un gran control postural del tronco. En danza clásica la posición neutra de base o posición erecta de partida (Clippinger, 2007) es aquella que permite tanto a la columna como a la pelvis adoptar un alineamiento ideal en bipedestación (Levangie & Norkin, 2005; Peterson-Kendall, et al., 2007), evitando

compensaciones no deseadas en muchos gestos técnicos (hiper/hipo-lordosis, hiper/hipo-cifosis, anteversión, retroversión o basculación lateral de pelvis, etc.). En esta posición la columna vertebral mantiene sus curvaturas normales o fisiológicas, las espinas iliacas anterosuperiores se encuentran en el mismo plano horizontal y la sínfisis del pubis y las espinas iliacas anterosuperiores se sitúan aproximadamente en el mismo plano frontal (Kendall, 2007). Sin embargo, determinadas observaciones, correcciones y sugerencias en la preparación y entrenamientos de los bailarines tienden a reducir las curvaturas del raquis en la posición erecta de partida.

Los **objetivos específicos** de los estudios desarrollados en esta tesis doctoral fueron los siguientes:

- **Estudio de danza del vientre:** analizar la actividad electromiográfica de los músculos del tronco y la cinemática del raquis lumbar durante la realización de gestos técnicos de esta forma de danza que requieren de un gran control del movimiento del raquis, la pelvis y/o el tórax.
- **Estudio de danza clásica:** analizar la actividad electromiográfica de los músculos del tronco durante la realización de gestos técnicos que requieren un gran control postural del tronco.

2.2. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

La escasez de estudios electromiográficos del tronco en la danza dificulta el desarrollo de las hipótesis de la tesis doctoral. No obstante, basándonos en los principios básicos de la biomecánica del raquis (McGill, 2007; Vera-Garcia, et al., 2015c) y en los resultados obtenidos por nuestro grupo de investigación en los estudios sobre danza del vientre referidos a lo largo de la introducción de la tesis doctoral (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011), se establecieron las siguientes **hipótesis para el estudio de danza del vientre:**

- I. Las bailarinas serán capaces de reproducir los diferentes gestos técnicos de forma consistente a lo largo de las diversas repeticiones realizadas.

II. Los niveles de activación muscular necesarios para controlar el movimiento del tronco serán bajos o moderados.

III. Se activarán principalmente los músculos erectores del raquis, ya que las tareas se realizarán en posición erecta lo que generará un momento flexor que deberá ser contrarrestado por la activación de los erectores.

IV. La musculatura oblicua del abdomen se activará principalmente en los gestos técnicos donde predominen los movimientos del raquis en los planos horizontal y frontal, especialmente en aquellas acciones donde se movilice la pelvis.

Asimismo, partiendo tanto de los estudios electromiográficos de danza del vientre, como de estudios sobre la participación de la musculatura del tronco en ejercicios de estabilización del raquis (ejercicios isométricos que retan la capacidad de mantener el raquis en posición neutra ante el movimiento de las extremidades; ver por ejemplo: García-Vaquero, et al., 2012), se establecieron las siguientes **hipótesis para el estudio de danza clásica:**

V. Los niveles de activación muscular necesarios para controlar la posición del tronco ante el movimiento de las extremidades serán bajos o moderados.

VI. Los mayores niveles de activación muscular del tronco se producirán en aquellas tareas donde se comprometa el equilibrio corporal y/o la amplitud o velocidad del movimiento de las extremidades sea mayor, es decir, en aquellas acciones donde se apliquen mayores perturbaciones al tronco.

VII. Se activarán principalmente los músculos erectores del raquis, ya que las tareas se realizarán en posición erecta lo que generará un momento flexor que deberá ser contrarrestado por la acción de los erectores.



ESTUDIO 1. DANZA DEL VIENTRE

3. ESTUDIO 1: DANZA DEL VIENTRE

3.1. MÉTODO

3.1.1. Participantes

En el estudio han participado voluntariamente nueve bailarinas de danza del vientre (datos promedio \pm desviación estándar: edad, 25.9 ± 5.5 años; altura, 166.4 ± 6.8 cm; masa, 71.9 ± 17.9 kg; experiencia en danza del vientre, 4.1 ± 3.2 años). Para la selección de la muestra, se contactó con instructoras de academias del estado de Ontario (Canadá), lo que permitió seleccionar bailarinas con una buena ejecución técnica y un buen control del movimiento del tronco.

Respetando los principios de la Declaración de Helsinki (2013), antes del inicio de la investigación las bailarinas fueron informadas de las características del estudio y firmaron dos documentos de consentimiento informado aprobados por el Comité de Ética de la Universidad de Waterloo: uno para la participación en el estudio (Anexo 1) y otro (Anexo 2) para permitir el uso de fotos y video-clips de las diferentes tareas analizadas en presentaciones y/o publicaciones científicas.

Fueron excluidas de la investigación las bailarinas con problemas médicos, especialmente aquellas con alteraciones del raquis o dolor lumbar, ya que estudios previos han demostrado que el dolor y las lesiones de la columna vertebral pueden modificar la activación de los músculos del tronco (O'Sullivan, et al., 1998; Reeves, et al., 2005). Asimismo, fueron excluidas las bailarinas con cirugía abdominal previa, debido a que ésta puede alterar la anatomía de la pared abdominal.

3.1.2. Instrumentos y registros

3.1.2.1. Registro de la electromiografía (EMG) de superficie.

La actividad eléctrica de los músculos se registró a través del electromiógrafo AMT-8 de Bortec Biomedical Ltd. (Calgary, Alberta, Canadá). Este dispositivo tiene 8 canales de registro, una razón de rechazo al modo común de 115 dB a 60 Hz y una impedancia de entrada de 10 G Ω . Las señales EMG fueron amplificadas a ± 2.5 V y convertidas de analógicas a digitales (A/D) a 1024 Hz con una resolución de 12 bit. Se registraron bilateralmente (D = derecha; I = izquierda) los siguientes músculos y localizaciones (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011) (figura 1): segunda porción (en sentido céfalo-caudal) o porción supra-umbilical del recto del abdomen (RA_s), sobre el centro del vientre muscular; cuarta porción (en sentido céfalo-caudal) o porción infra-umbilical del recto del abdomen (RA_i), sobre el centro del vientre muscular; parte media del oblicuo externo del abdomen (OE_m), aproximadamente a 15 cm a los lados del ombligo; parte lateral del oblicuo externo del abdomen (OE_L), aproximadamente sobre el borde lateral del tronco, a media distancia entre la cresta iliaca y la caja torácica; oblicuo interno del abdomen (OI), sobre el centro geométrico del triángulo formado por el ligamento inguinal, el borde externo de la vaina del recto del abdomen y la línea imaginaria que une la espina ilíaca anterosuperior y el ombligo (Ng, et al., 1998); latísimo del dorso o gran dorsal (LD), a nivel de la apófisis espinosa T9 y a media distancia entre el vértice inferior de la escápula y el borde lateral del tronco; erector espinal a nivel torácico (ES_{T9}) y lumbar (ES_{L3}), a 5 y 3 cm a los lados de la apófisis espinosa de T9 y L3, respectivamente.

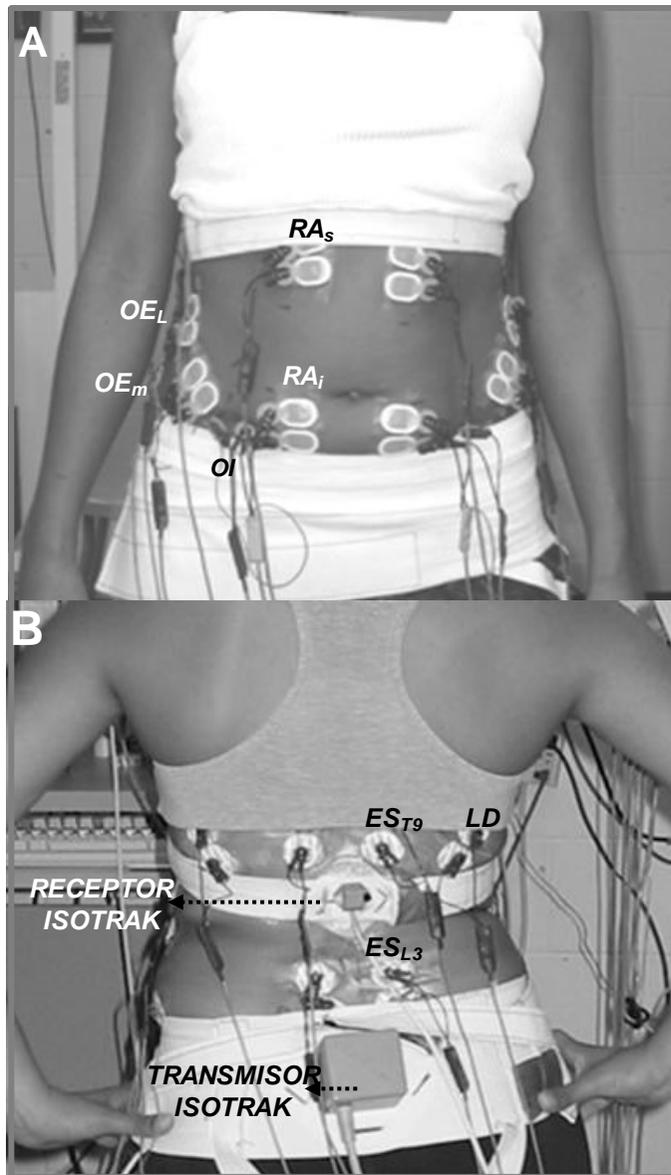


Figura 1. Lugar de colocación de los electrodos en los músculos: RA_s , recto del abdomen porción supraumbilical; RA_i , recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m , oblicuo externo medial; OE_L , oblicuo externo lateral; OI , oblicuo interno (fotograma A); LD , latísimo del dorso; ES_{T9} , porción torácica del erector espinal; ES_{L3} , porción lumbar del erector espinal (fotograma B).

Con el objeto de facilitar el proceso de colocación de los electrodos se realizó el marcaje topográfico por palpación de los diferentes puntos anatómicos con un lápiz dérmico (Delagi, et al., 1981). Las zonas de la piel elegidas para la colocación de los electrodos se rasuraron y limpiaron con alcohol para reducir la impedancia. Se colocó un par de electrodos de superficie Ag-AgCl (Blue Sensor,

Ambu A/S, Ballerup, Denmark) en configuración bipolar, sobre el vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de los músculos referidos. La separación entre electrodos (centro-centro) fue de 3 cm. Tras la colocación de los electrodos se solicitó a las participantes la ejecución de diversos movimientos para comprobar la correcta ubicación de los mismos y examinar la calidad de la señal EMG. Con el objeto de aislar y proteger los electrodos en aquellas participantes con mayor transpiración, fue necesaria la colocación de cinta adhesiva sobre la parte no metálica del electrodo.

Para obtener el valor de referencia con el cual normalizar la EMG, se realizaron dos series de contracciones voluntarias isométricas máximas (MVCs) intentando movilizar el tórax o la pelvis contra resistencia manual y con la ayuda de cintas de velcro®. El protocolo para la realización de las MVCs ha sido descrito en el estudio de Vera-Garcia, et al., (2010). Brevemente, para los músculos abdominales, las participantes realizaron esfuerzos máximos de flexión del tronco, flexión lateral del tronco a derecha e izquierda y giro del tronco a derecha e izquierda. Para los músculos de la espalda se realizaron extensiones isométricas máximas del tronco. Cada MVC tuvo una duración de 4-5 s. Para evitar la fatiga muscular se dejaron 5 min de descanso entre las series.

3.1.2.2. Registro cinemático del raquis lumbar

El 3Space ISOTRAK (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA) (ver colocación: figura 1B) se utilizó para medir el movimiento del raquis lumbar en 3D [rotaciones en los planos sagital (flexo-extensión), frontal (flexión lateral) y horizontal (rotación axial)] a una frecuencia de muestreo de 32 Hz. Este instrumento dispone de un transmisor electromagnético y dos receptores. El transmisor y uno de los receptores fueron colocados sobre el sacro y la apófisis espinosa T12, respectivamente. De este modo, el 3Space ISOTRAK registró el desplazamiento angular de la caja torácica en relación al sacro durante cada una de las tareas. Durante el registro de los datos, ningún elemento férreo estuvo situado a menos de 1.5 m de distancia del 3Space ISOTRAK para evitar interferencias con los campos electromagnéticos emitidos por este aparato.

3.1.3. Descripción de las tareas

Posición de partida. Para estandarizar la ejecución de las acciones se inició el movimiento desde posición erguida, con hombros ligeramente en abducción, rodillas ligeramente flexionadas y un pie levemente adelantado.

Las figuras 2-12 muestran una repetición (1 ciclo) de cada una de las acciones técnicas a través de la sincronización de fotografías de diferentes fases del movimiento con la cinemática del raquis lumbar en una de las bailarinas analizadas (participante nº 4).

Ventre dentro-fuera (V). Desde la posición de partida, se realizan movimientos rápidos de la pelvis en el plano sagital a modo de "golpeteo" o "sacudida" (gesto percutido). Los movimientos que completan un ciclo comienzan con una inclinación anterior de la pelvis (anteversión) (figura 2, fotograma B), seguida de una inclinación posterior (retroversión de pelvis) con hundimiento de la pared abdominal, hasta alcanzar la posición de partida (figura 2, fotograma C). A su vez, en el raquis lumbar se generan movimientos de extensión y flexión, asociados a la anteversión y retroversión pélvica, respectivamente [figura 2, cinemática del plano sagital (S)].

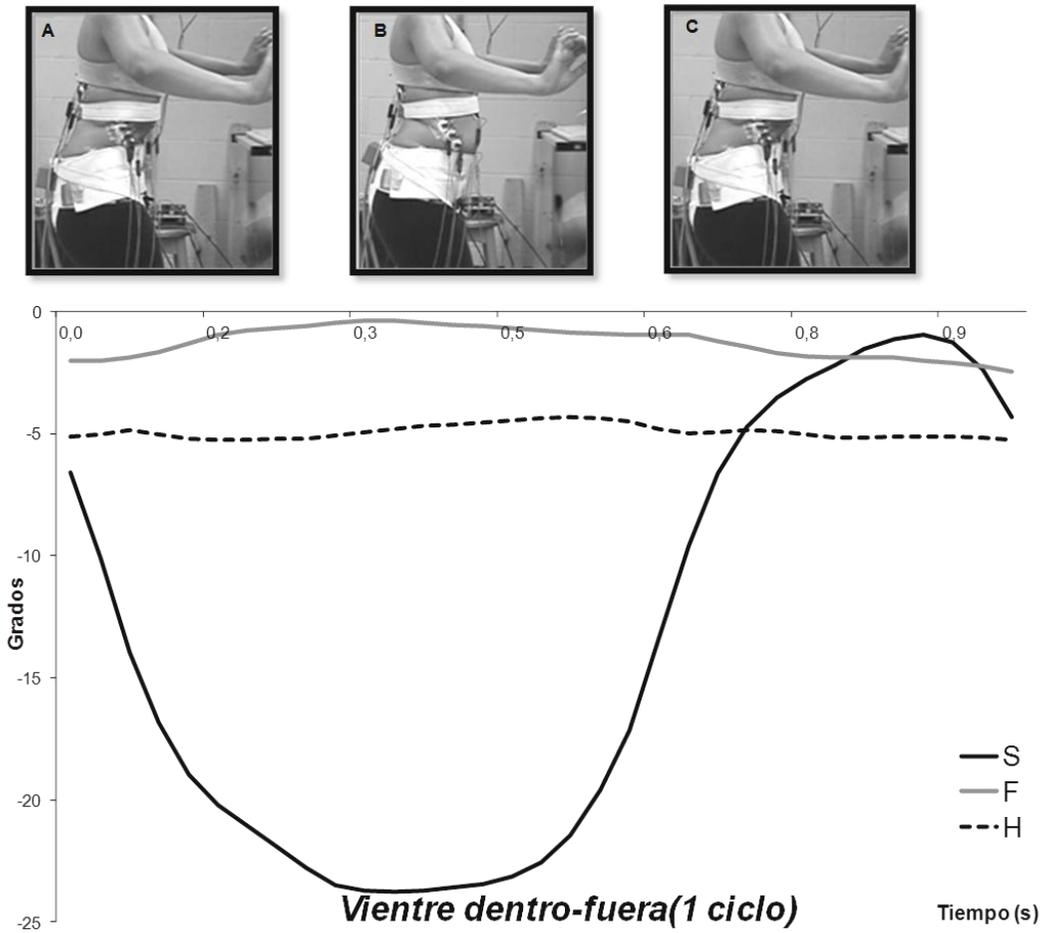


Figura 2. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Ventre dentro-fuera. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Pecho arriba-abajo (P). Desde la posición de partida, se realizan movimientos rápidos de elevación y descenso del tórax en el plano sagital a modo de "golpeteo" (gesto percutido). Los movimientos que completan un ciclo comienzan con una rotación del tórax hacia atrás (elevación) (figura 3, fotograma A), seguida de una rotación hacia delante (descenso de tórax) (figura 3, fotograma B). De tal modo, que se generan movimientos de extensión y flexión del raquis lumbar asociados a la elevación y el descenso del tórax, respectivamente [figura 3, cinemática del plano sagital (S)].

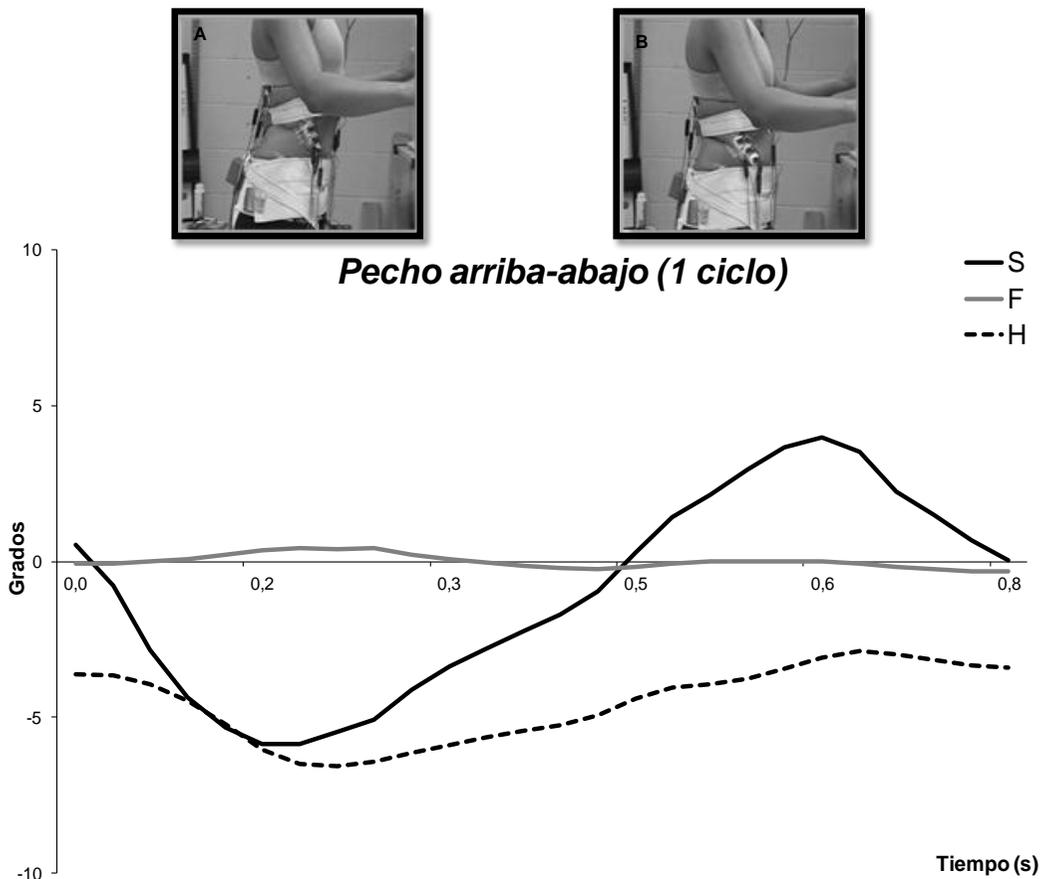


Figura 3. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Pecho arriba-abajo. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Círculo pecho (CP). Desde la posición de partida, se realiza un movimiento del tórax intentando dibujar un círculo (hacia la derecha o hacia la izquierda) en el plano horizontal. Los movimientos que componen un ciclo son los siguientes: primero se produce una ligera traslación y rotación del tórax hacia la izquierda (figura 4, fotograma B), seguida de una elevación de éste (rotación hacia atrás del tórax) (figura 4, fotograma C) y posteriormente de una traslación y rotación del tórax hacia la derecha (figura 4, fotograma D), al mismo tiempo que se va produciendo un descenso del tórax (rotación hacia delante), hasta volver a la posición de partida (figura 4, fotograma E). Los movimientos de elevación y el descenso del tórax se acompañan de movimientos asociados de extensión y flexión del raquis lumbar, respectivamente [figura 4, cinemática del plano sagital (S)].

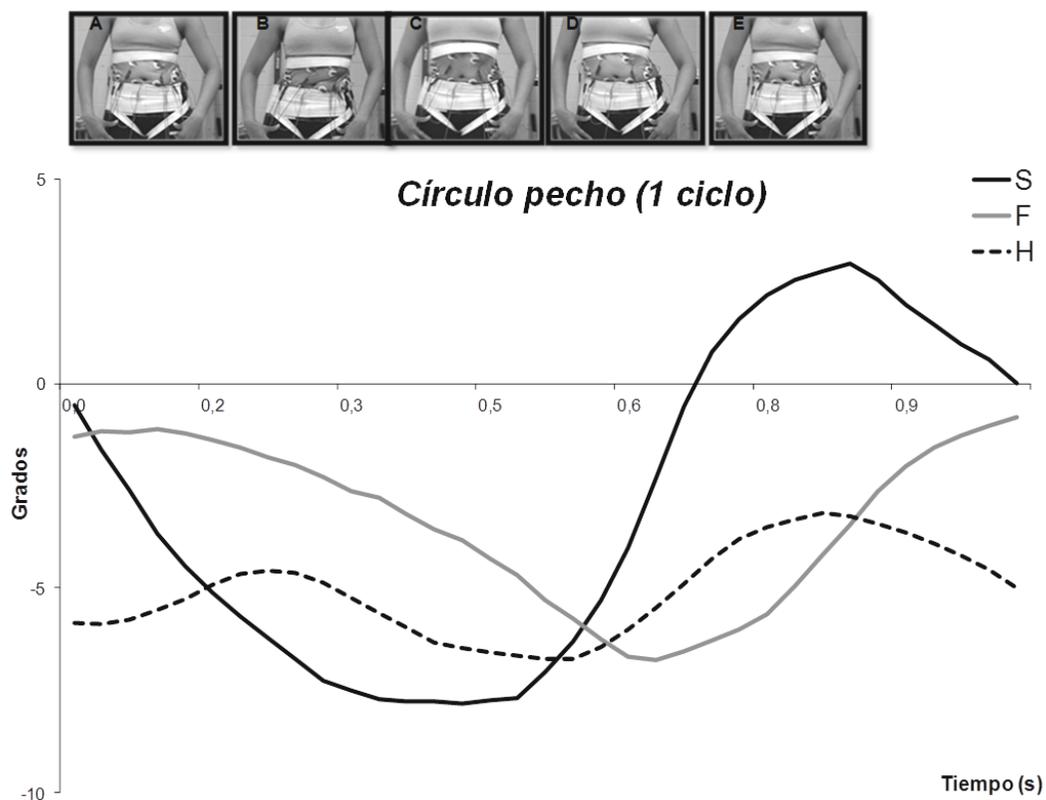


Figura 4. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Círculo de pecho. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Semicírculo pecho (ScP). Desde la posición de partida, se realizan movimientos del tórax intentando dibujar semicírculos en el plano horizontal. Los movimientos que componen un ciclo son los siguientes: primero traslación y rotación del tórax a la izquierda (figura 5, fotograma A), seguido de elevación del tórax (figura 5, fotograma B) y posteriormente traslación y rotación del tórax a la derecha (figura 5, fotograma C), elevando el tórax (figura 5, fotograma D) finalmente para volver a la posición de inicio (figura 5, fotograma E). Los movimientos que se producen desde la fotograma A hasta la fotograma C realizan de forma continuada y percutida (figura 5). Los movimientos de elevación y el descenso del tórax se acompañan de movimientos asociados de extensión y flexión del raquis lumbar, respectivamente [figura 5, cinemática del plano sagital (S)].

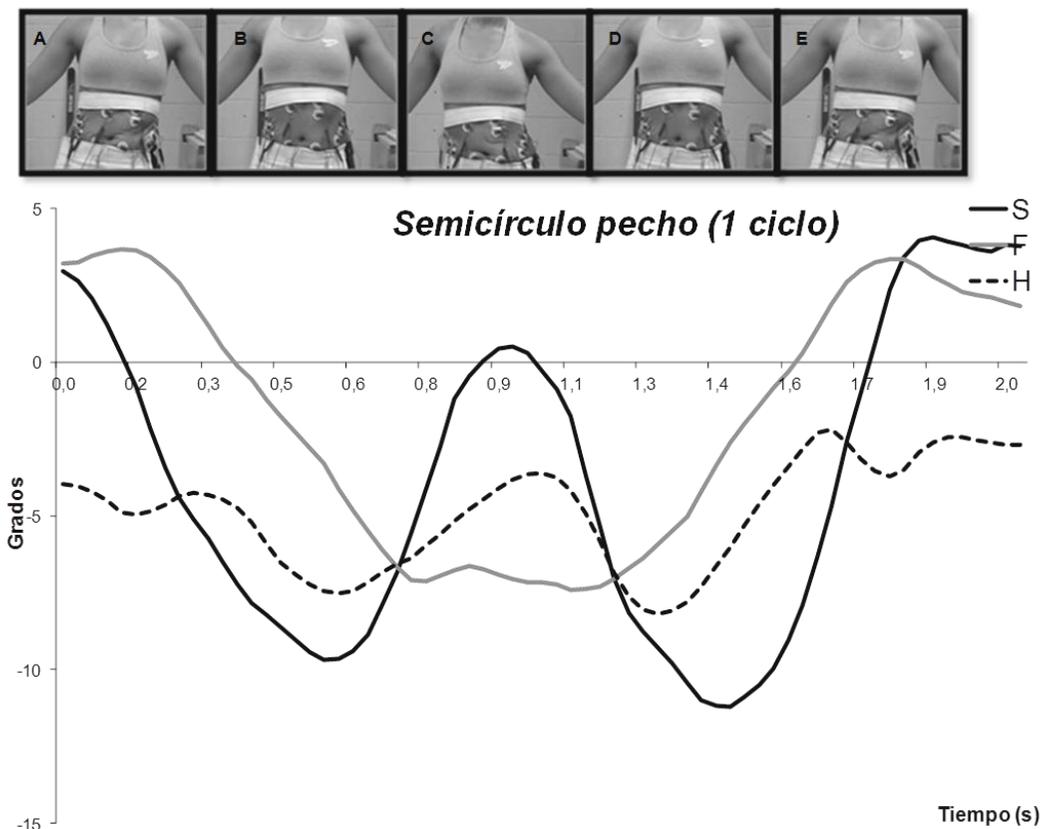


Figura 5. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Semicírculo pecho. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

"Shimmey" hombros (SH). Desde la posición de partida, se realizan movimientos de rotación del tórax hacia la derecha y hacia la izquierda de forma alternativa, mientras se mantiene fija la pelvis (figura 6, fotogramas A, B, C). Estos movimientos producen un efecto de "sacudida" de los hombros, ya que la cintura escapulotorácica se desplaza hacia un lado y hacia el otro con movimientos rápidos y de muy poca amplitud. En relación con la cinemática del raquis lumbar, los movimientos se producen principalmente en el plano horizontal (figura 6).

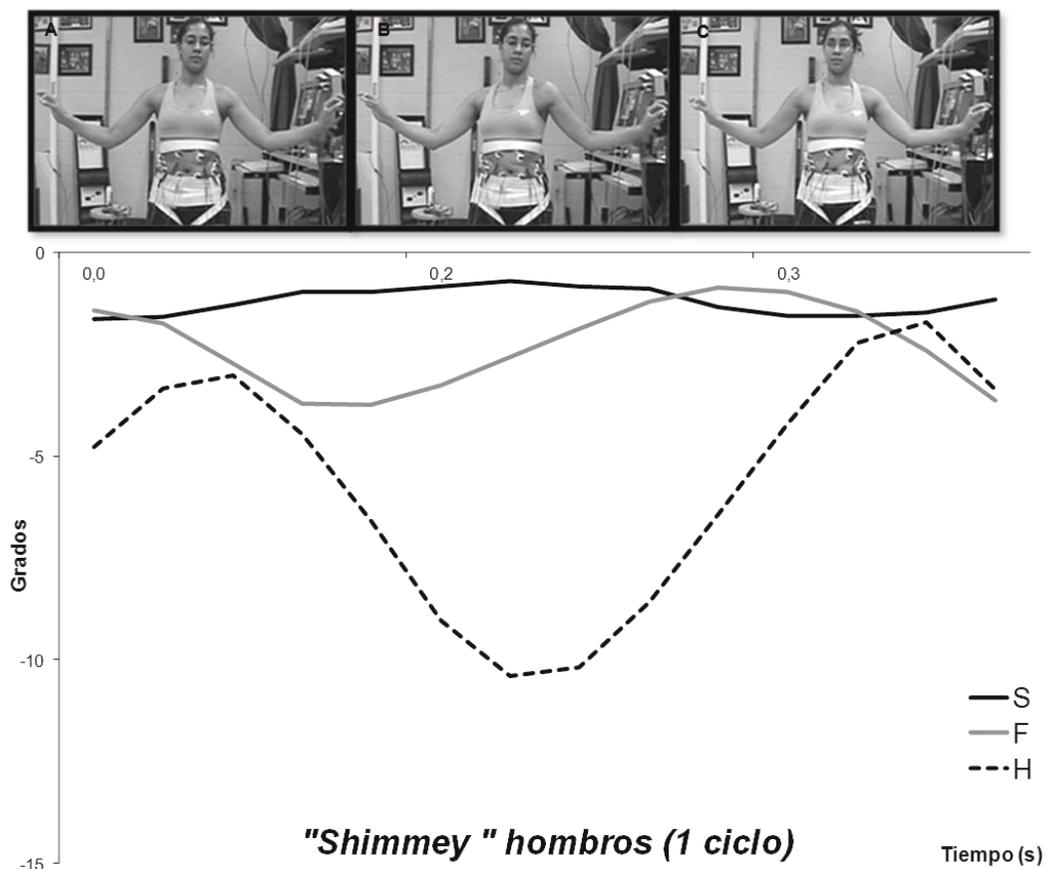


Figura 6. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del "Shimmey" hombros. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

"Shimmey" pelvis (SPv). Desde la posición de partida, se realizan movimientos de rotación de la pelvis hacia la derecha y hacia la izquierda de forma alternativa, mientras se mantiene fijo el tórax (figura 7, imágenes A, B, C). Estos movimientos producen un efecto de "sacudida" de la pelvis, ya que los movimientos son rápidos y de muy poca amplitud. En relación con la cinemática del raquis lumbar, al igual que en el "Shimmey" hombros, los movimientos se producen principalmente en el plano horizontal (figura 7).

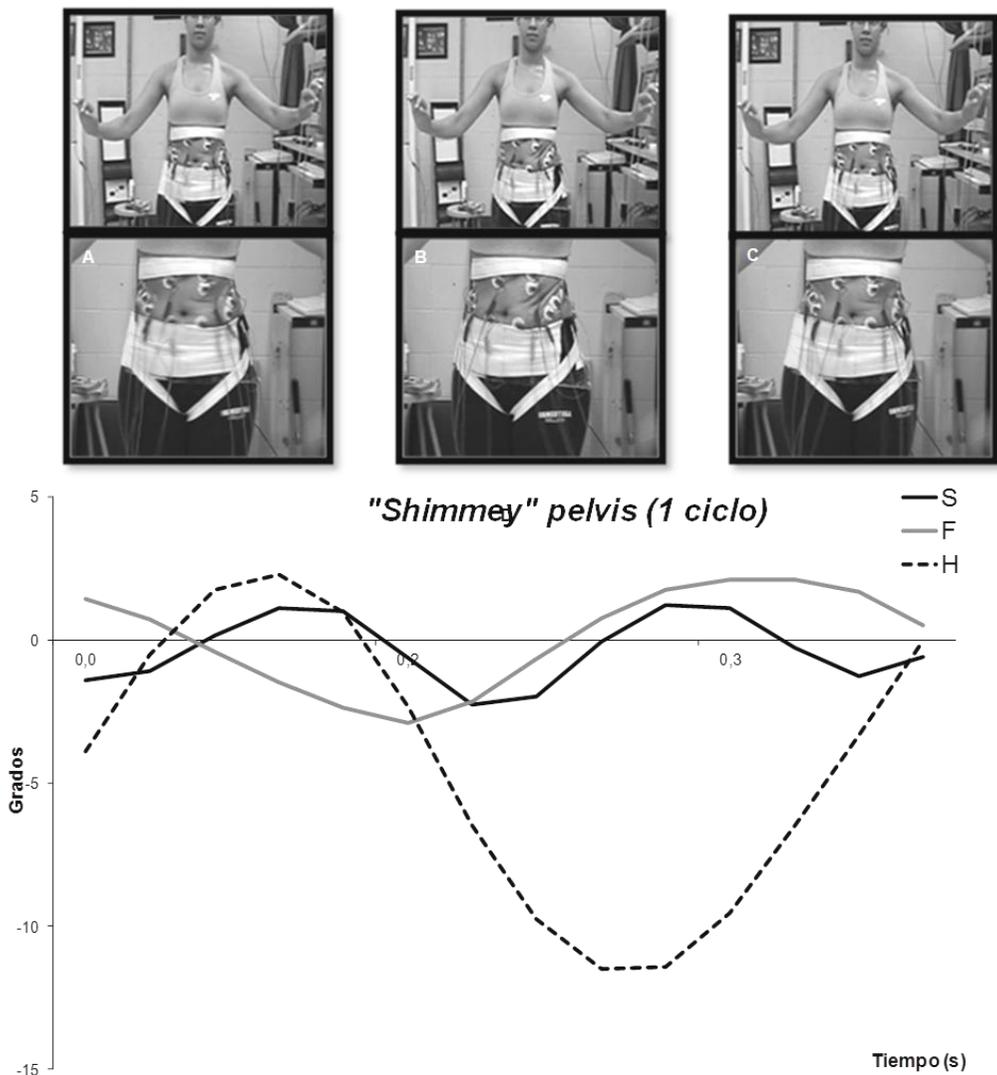


Figura 7. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del "Shimmey" pelvis. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Golpeo pelvis arriba (GPva). Desde la posición de partida, se realizan movimientos rápidos de la pelvis en el plano frontal a modo de “sacudidas” o elevaciones laterales de la cintura pélvica (gesto percutido) (figura 8). Cada ciclo está compuesto de dos movimientos consecutivos: elevación de la cresta ilíaca derecha (figura 8, fotograma A) y elevación de la cresta ilíaca izquierda (figura 8, fotograma B). Entre los dos movimientos se realiza una pausa para “marcar” el cambio en el sentido del movimiento de la pelvis. Como muestra la figura 8, durante este gesto técnico los movimientos del raquis se producen principalmente en el plano frontal. Como se puede observar en la gráfica, durante las pausas en el movimiento de la pelvis apenas se registra movimiento en el raquis lumbar (“meseta” en el perfil del movimiento del raquis en el plano frontal).

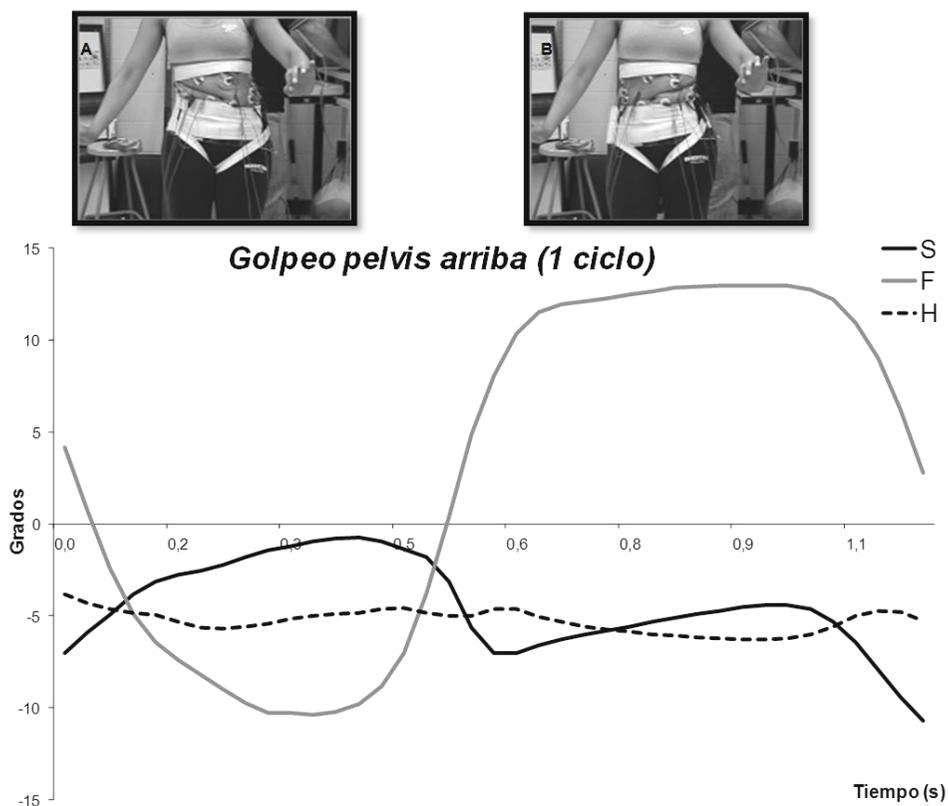


Figura 8. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo pelvis arriba. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Golpeo pelvis abajo (GPvab). Desde la posición de partida, se realizan movimientos rápidos de la pelvis en el plano frontal a modo “sacudidas” o descensos laterales de la cintura pélvica (gesto percutido) (figura 9). Cada ciclo está compuesto de dos movimientos consecutivos: descenso de la cresta ilíaca derecha (figura 9, fotograma A) y descenso de la cresta ilíaca izquierda (figura 9, fotograma B). Al igual que en el *Golpeo pelvis arriba*, entre los dos movimientos se realiza una pausa para “marcar” el cambio en el sentido del movimiento de la pelvis, lo cual se manifiesta en la gráfica de la cinemática del raquis lumbar (figura 9) como una “meseta” en el perfil del movimiento en el plano frontal (principal plano del movimiento).

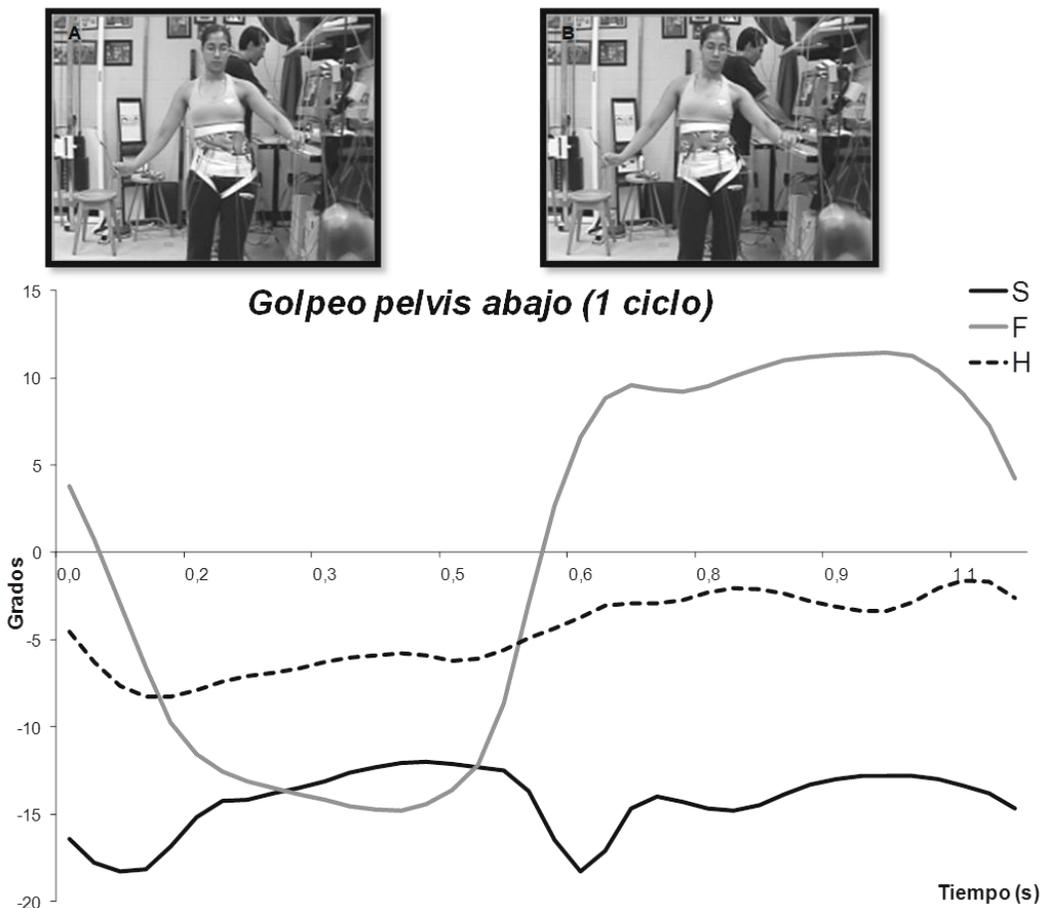


Figura 9. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo pelvis abajo. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Golpeo pelvis unilateral (GPv). Desde la posición de partida, se realizan movimientos rápidos de la pelvis en el plano frontal a modo de elevaciones y descensos del lado derecho de la cintura pélvica (gesto percutido) (figura 10). Cada ciclo está compuesto de dos movimientos unilaterales consecutivos: elevación de la cresta ilíaca derecha (figura 10, fotograma A) y descenso de la cresta ilíaca derecha (figura 10, fotograma B). En relación con la cinemática del raquis lumbar, el movimiento del raquis es similar al observado en los dos gestos anteriores (figura 10).

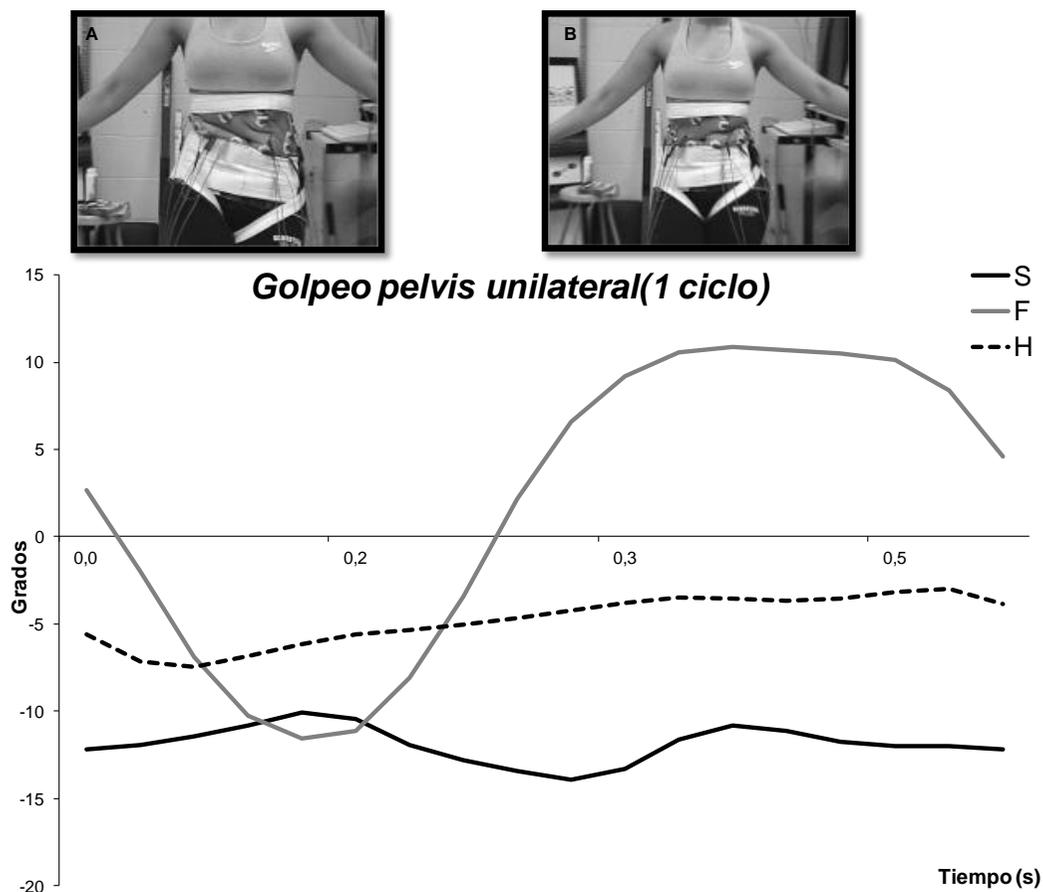


Figura 10. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición de Golpeo de pelvis unilateral. Secuencias de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

Ocho horizontal (OH). Desde la posición de partida, se realiza un movimiento de la pelvis intentando dibujar un número ocho en el plano horizontal (∞). Los movimientos que componen un ciclo son los siguientes: rotación de la pelvis hacia la izquierda, desplazamiento de la pelvis en diagonal hacia la derecha y hacia delante (figura 11, fotogramas A-B), rotación de la pelvis hacia la derecha, desplazamiento de la pelvis en diagonal hacia la izquierda y hacia delante (figura 11, fotogramas C-D), (pasando por la línea central del cuerpo), rotación de la pelvis hacia la izquierda para comenzar un nuevo ciclo. Todos los movimientos se realizan de manera fluida y continuada. Como muestra la figura 11, el movimiento de la pelvis se acompaña de movimientos del raquis lumbar en todos los planos, principalmente en el plano frontal.

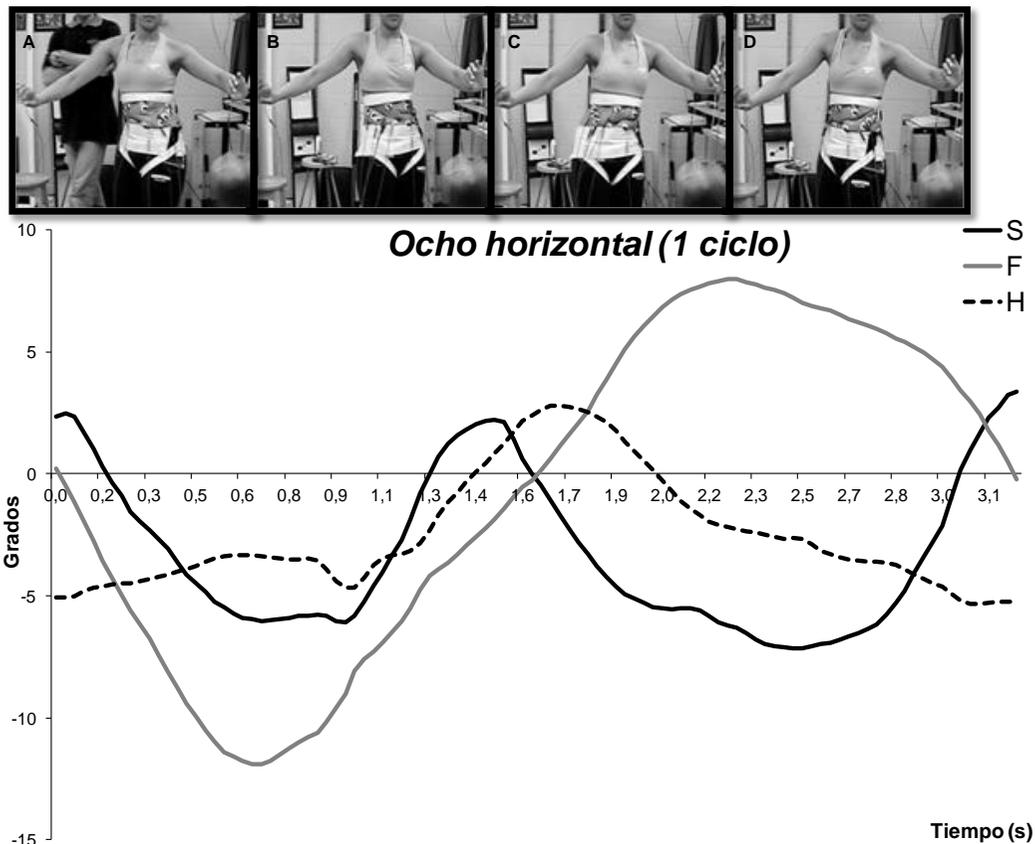


Figura 11. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Ocho horizontal. Secuencias de fotogramas sincronizadas con la cinemática del raquis lumbar.

Ocho vertical (OV). Desde la posición de partida, se realiza un movimiento de la pelvis intentando dibujar un número ocho en el plano frontal (8). Los movimientos que componen un ciclo son los siguientes: elevación de la cresta ilíaca derecha, seguida de un desplazamiento hacia la derecha de la pelvis (figura 12, fotogramas A-B), descenso de la cresta ilíaca derecha (al tiempo que se eleva la izquierda) (figura 12, fotogramas B-C), desplazamiento de la pelvis hacia la izquierda (pasando por la línea central del cuerpo), descenso de la cresta ilíaca izquierda (al tiempo que se eleva la derecha) (figura 12, fotogramas C-D) y desplazamiento de la pelvis hacia la derecha para comenzar un nuevo ciclo (fotograma E). El movimiento descrito hacia los dos lados juntos completa un ciclo, un “ocho vertical”. Todos los movimientos se realizan de manera fluida y continuada. En la cinemática del raquis lumbar destaca la gran amplitud del movimiento en el plano frontal, siendo reducido el movimiento en los planos sagital y horizontal (figura 12).

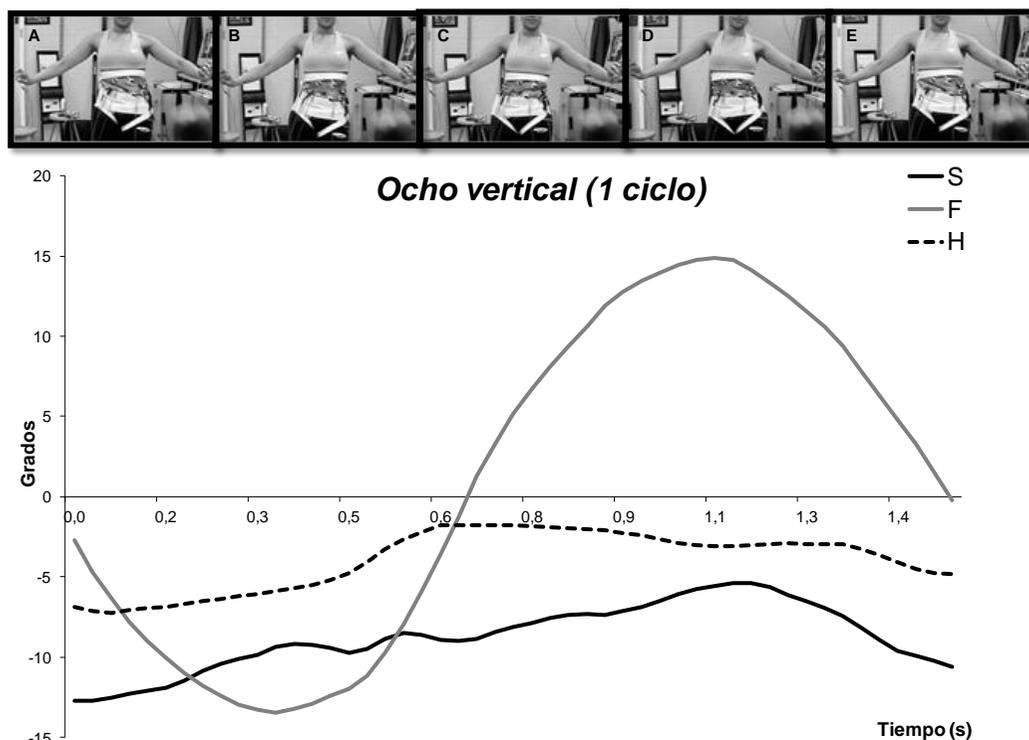


Figura 12. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de una repetición del Ocho vertical. Secuencia de fotogramas sincronizados con la cinemática del raquis lumbar.

3.1.4. Procedimiento

Los registros de los datos se llevaron a cabo en el Spine Biomechanics Laboratory del Departamento de Kinesiología de la Universidad de Waterloo (Ontario, Canadá).

A la llegada de las participantes se les informó de las características y objetivos del estudio y posteriormente se les pidió cumplimentar el informe de consentimiento informado. A continuación se registraron los siguientes datos descriptivos y antropométricos: edad, masa y altura.

Antes de la realización de las tareas, las bailarinas dispusieron de un periodo de práctica y familiarización con las mismas. En este periodo, se proyectaron videos con la correcta ejecución de las diferentes tareas. Durante la proyección uno de los experimentadores realizó las aclaraciones necesarias sobre la forma y el ritmo de ejecución de los movimientos. A continuación, la participante ejecutó las tareas bajo la observación de los experimentadores, que controlaron su correcta ejecución.

En cada una de las tareas se realizaron las primeras cinco repeticiones a una cadencia de 2-4 s por repetición (dependiendo de la amplitud del movimiento), seguidas por 10 s de repeticiones rápidas, eligiendo cada participante el ritmo de ejecución. La cadencia de los movimientos se marcó con un metrónomo programado a un golpe por segundo.

Las tareas ejecutadas por cada una de las bailarinas fueron grabadas con una cámara de video Canon® miniDV. Tras el registro de los datos biomecánicos, cada tarea fue inspeccionada visualmente por un investigador para verificar que la técnica y la cadencia de la ejecución fueron correctas. Las grabaciones fueron sincronizadas temporalmente con la EMG y con el desplazamiento angular del raquis lumbar a través de un diodo emisor de luz al inicio de la grabación.

Todas las tareas se realizaron en una única sesión de registro. El orden de la ejecución de las tareas se distribuyó de forma aleatoria entre las participantes para evitar que este factor condicionara los resultados.

3.1.5. Tratamiento de los datos

Las señales EMG fueron revisadas con el objeto de eliminar aquellas que presentaban artefactos u otros problemas técnicos. En danza del vientre, las señales EMG fueron filtradas con un filtro de paso alto (100 Hz), para eliminar el ruido del latido del corazón (Drake & Callaghan, 2006; Moreside, et al., 2008; Potvin & Brown, 2004; Vera-Garcia, et al., 2010), rectificadas (rectificado de onda completa), filtradas a 2.5 Hz (filtro de paso bajo Butterworth de segundo orden y paso único) y normalizadas (expresadas en %) respecto a los valores EMG máximos obtenidos durante la realización de las MVCs.

3.1.5.1. Cálculo de variables

Para el análisis de la intensidad de contracción de los músculos del tronco, se calculó el promedio de la EMG normalizada de las tres repeticiones centrales (fase de cadencia controlada) de cada una de las tareas en los diferentes músculos y participantes. Se realizó una prueba t para muestras relacionadas para comparar la activación muscular entre el lado derecho e izquierdo del tronco. Al no encontrar diferencias entre lados ($p > 0.05$), se promedió la amplitud de la EMG normalizada del lado derecho e izquierdo para cada músculo, reduciendo a ocho el número de músculos utilizados para analizar la participación muscular (RA_s , RA_i , OE_m , OE_L , OI , LD , ES_{T9} y ES_{L3}) durante la ejecución de las diferentes tareas.

En relación con la cinemática del raquis, se representó gráficamente el movimiento del raquis lumbar en los planos sagital (flexo-extensión), frontal (flexión o inclinación lateral) y horizontal (rotación axial) para las tres repeticiones centrales de cada una de las tareas (fase de cadencia controlada). Posteriormente, se calculó la amplitud o rango máximo del movimiento de flexo-

extensión, flexión lateral y rotación del raquis en las tres repeticiones seleccionadas, para cada tarea y participante.

En este estudio, las variables dependientes fueron la amplitud del movimiento del raquis lumbar en los tres planos del espacio, así como el porcentaje medio de la actividad electromiografía en cada músculo y tarea. En todas las comparaciones se utilizaron dos variables independientes, una de ellas fue siempre el tipo de tarea (con 11 niveles: V, P, CP, ScP, SH, SPv, GPva, GPvab, GPv, OH y OV). Para las comparaciones de variables del desplazamiento angular, la segunda variable independiente fue el plano de movimiento (con tres niveles: sagital, frontal y horizontal). Para las comparaciones de variables de actividad electromiográfica, la segunda variable independiente fue el músculo analizado (con 8 niveles: RA_s, RA_i, OE_m, OE_L, OI, LD, ES_{T9} y ES_{L3}).

3.1.6. Análisis estadístico

El test de Kolmogorov-Smirnov constató la normalidad de las variables del estudio.

Para determinar la fiabilidad relativa y absoluta de las medidas se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (CCI) y el porcentaje del error típico (ET) o error estándar de la media, respectivamente. El coeficiente de correlación intraclase (CCI) fue del tipo (2,1) según la terminología desarrollada en (Shrout & Fleiss, 1979). Los valores de CCI fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90–1.00), alto (0.70–0.89), moderado (0.50–0.69) y bajo (<0.50) (Fleiss, 1986). El ET fue calculado como la desviación típica de la diferencia entre los valores obtenidos en cada una de las variables entre las tres series de repeticiones (Hopkins, 2000). Además, el ET fue expresado como un porcentaje de la media de los valores para facilitar la extrapolación de los resultados a otros estudios y la comparación de la fiabilidad entre diferentes variables. Valores de ET < 10% muestran un alta fiabilidad absoluta, aunque

valores de ET < 20% podrían ser considerados como aceptables (Santos, et al., 2008).

El test de análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores (tarea*músculo y tarea*plano) de medidas repetidas, con el test de Bonferroni como prueba post-hoc, se utilizó para determinar la existencia de diferencias en la amplitud de la electromiografía normalizada entre los músculos y entre las tareas y en la amplitud de movimiento del raquis lumbar entre los tres planos del espacio y entre las tareas.

Para el análisis estadístico de los datos se utilizó el paquete PASW Statistics para Windows, versión 18.0 (SPSS Inc, Chicago, EEUU). Para todos los análisis se estableció un nivel de significación de 0.05.

3.2. RESULTADOS

3.2.1. Validación del método

La prueba de Kolmogorov-Smirnov constató que la muestra estudiada se distribuye de manera normal en las diferentes variables del estudio.

Las tablas 1 y 2 muestran los valores de fiabilidad absoluta y relativa, respectivamente. En los datos del porcentaje del error típico (tabla 1), el 98% de las variables de la señal electromiográfica muestran una fiabilidad alta o aceptable y el 93% de las variables de amplitud de movimiento muestran una fiabilidad aceptable o alta. En el CCI (tabla 2), el 95% y el 79% de los valores de la señal electromiográfica y de la amplitud del movimiento, respectivamente, revelan una fiabilidad excelente o alta. Es importante destacar, que las variables poco repetibles en su gran mayoría no han sido tenidas en cuenta para la discusión de los resultados.

Tabla 1. Porcentaje del error típico (ET) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos y la amplitud del movimiento en los planos sagital, frontal y horizontal.

	EMG								AMPLITUD DE MOVIMIENTO		
	RA _s	RA _i	OI	OE _m	OE _L	LD	ES _{T9}	ES _{L3}	Sagital	Frontal	Horizontal
<i>Vientre dentro-fuera</i>	2.37	6.07	16.18	12.99	10.35	9.26	6.51	5.99	7.80	10.12	22.54
<i>Pecho arriba-abajo</i>	6.93	7.40	7.23	5.09	5.27	3.85	4.62	2.80	11.46	17.45	8.32
<i>Círculo pecho</i>	11.83	4.37	9.66	3.49	9.25	13.14	5.61	6.99	7.16	10.69	9.82
<i>Semicírculo pecho</i>	4.75	3.46	5.85	7.66	5.36	16.47	8.54	4.69	13.16	3.84	15.61
<i>"Shimmy" hombros</i>	3.78	9.81	8.47	12.49	17.37	8.99	7.07	9.69	14.50	5.87	3.88
<i>"Shimmy" pelvis</i>	7.49	20.25	16.18	13.82	11.91	13.03	10.07	9.94	20.25	5.80	1.98
<i>Golpeo pelvis arriba</i>	6.14	5.31	10.37	8.02	5.21	10.50	7.77	4.46	14.99	3.32	12.85
<i>Golpeo pelvis abajo</i>	5.47	6.29	7.87	8.32	6.61	11.05	5.76	7.21	17.42	2.99	8.46
<i>Golpeo pelvis unilateral</i>	5.15	5.42	7.33	10.37	21.56	7.70	6.20	3.45	15.73	2.73	13.14
<i>Ocho horizontal</i>	5.13	5.53	5.85	3.18	3.12	5.18	3.75	6.46	12.51	5.13	7.71
<i>Ocho vertical</i>	8.09	5.71	9.01	7.78	9.32	40.61	9.64	13.55	13.20	3.53	16.13

Abreviatura muscular: RA_s, recto del abdomen porción supraumbilical; RA_i, recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m, oblicuo externo medial; OE_L, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno; LD, latísimo del dorso; ES_{T9}, porción torácica del erector espinal; ES_{L3}, porción lumbar del erector espinal.

Tabla 2. Coeficientes de correlación intraclass (CCI_{2,1}) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos y la amplitud del movimiento en los planos sagital, frontal y horizontal.

	EMG								AMPLITUD DE MOVIMIENTO		
	RAs	RAi	OI	OEm	OE _L	LD	ES _{T9}	ES _{L3}	Sagital	Frontal	Horizontal
<i>Vientre dentro-fuera</i>	0.99	0.97	0.83	0.92	0.74	0.96	0.99	0.99	0.96	0.96	0.60
<i>Pecho arriba-abajo</i>	0.97	0.98	0.97	0.96	0.96	0.98	0.95	0.99	0.95	0.88	0.93
<i>Círculo pecho</i>	0.89	0.99	0.88	0.99	0.96	0.90	0.97	0.96	0.93	0.89	0.87
<i>Semicírculo pecho</i>	0.98	0.99	0.97	0.97	0.97	0.87	0.93	0.98	0.85	0.97	0.85
<i>"Shimmey" hombros</i>	0.98	0.98	0.96	0.92	0.85	0.97	0.98	0.94	0.83	0.96	0.95
<i>"Shimmey" pelvis</i>	0.96	0.76	0.78	0.90	0.88	0.87	0.89	0.94	0.74	0.87	0.99
<i>Golpeo pelvis arriba</i>	0.99	0.96	0.83	0.92	0.94	0.91	0.97	1.00	0.45	0.94	0.88
<i>Golpeo pelvis abajo</i>	0.98	0.97	0.84	0.82	0.95	0.92	0.98	0.99	0.66	0.93	0.90
<i>Golpeo pelvis unilateral</i>	0.99	0.97	0.80	0.93	0.87	0.91	0.95	1.00	0.76	0.96	0.85
<i>Ocho horizontal</i>	0.97	0.97	0.94	0.98	0.98	0.92	0.96	0.98	0.67	0.97	0.91
<i>Ocho vertical</i>	0.95	0.96	0.91	0.90	0.93	0.67	0.91	0.95	0.74	0.94	0.82

Abreviatura muscular: RAs, recto del abdomen porción supraumbilical; RAi, recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m, oblicuo externo medial; OE_L, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno; LD, latísimo del dorso; ES_{T9}, porción torácica del erector espinal; ES_{L3}, porción lumbar del erector espinal.

3.2.2. Cinemática del raquis lumbar

Las siguientes figuras muestran la cinemática del raquis lumbar en los planos sagital, horizontal y frontal de una bailarina (participante nº 4) durante la ejecución de las diferentes acciones técnicas de la danza del vientre. Para cada tarea se presenta una gráfica con las señales cinemáticas de tres repeticiones consecutivas. La consistencia del movimiento del raquis a lo largo de las tres repeticiones analizadas muestra la capacidad de las participantes para reproducir los diferentes gestos técnicos con mucha precisión.

Figura 13. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Vientre dentro-fuera.

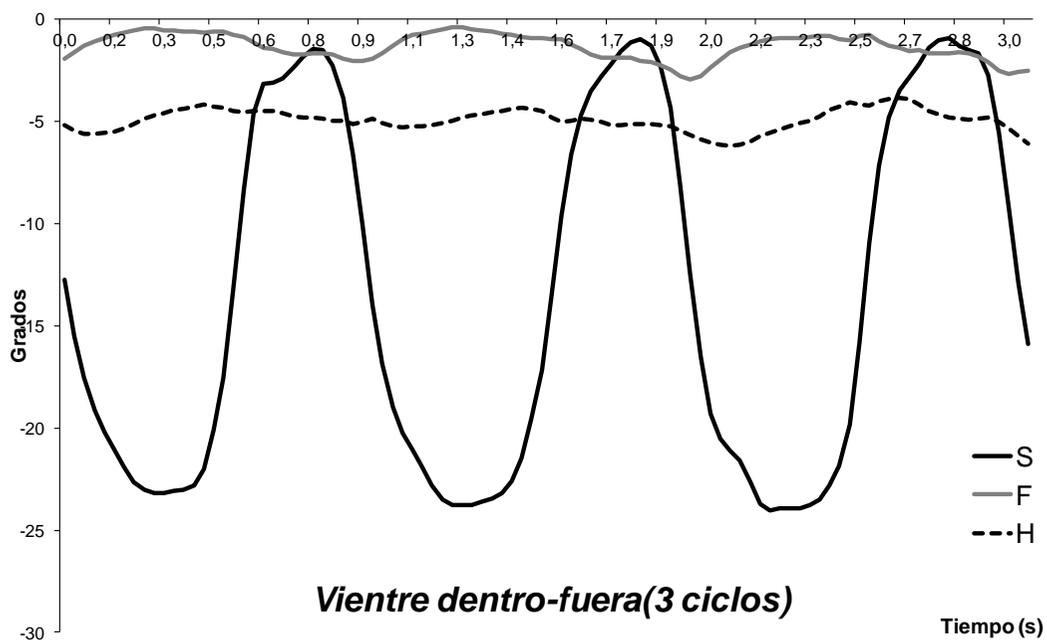


Figura 14. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Pecho arriba-abajo.

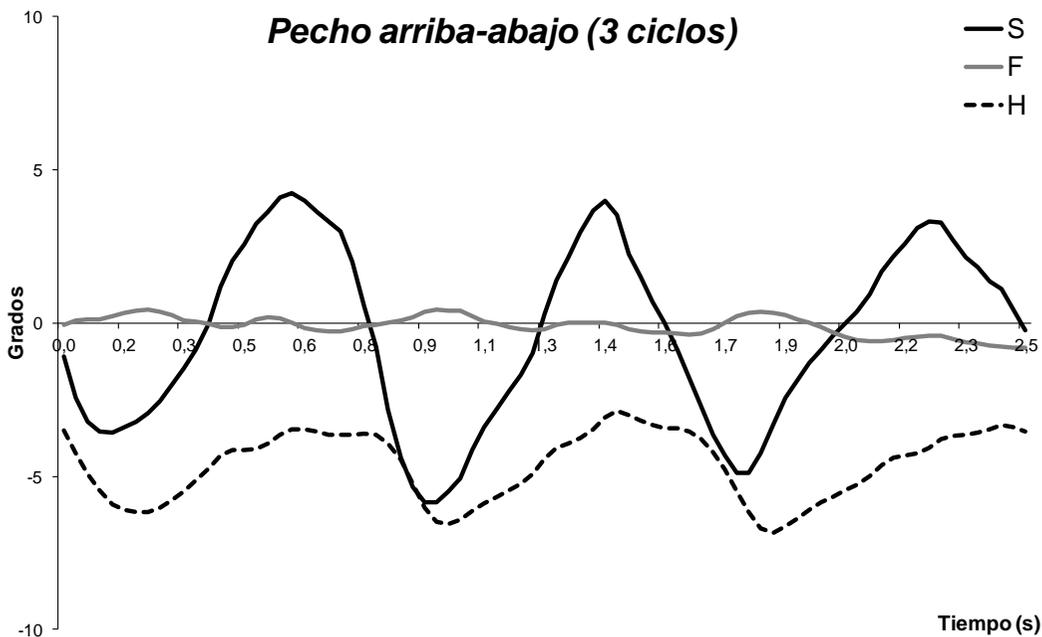


Figura 15. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Círculo pecho.

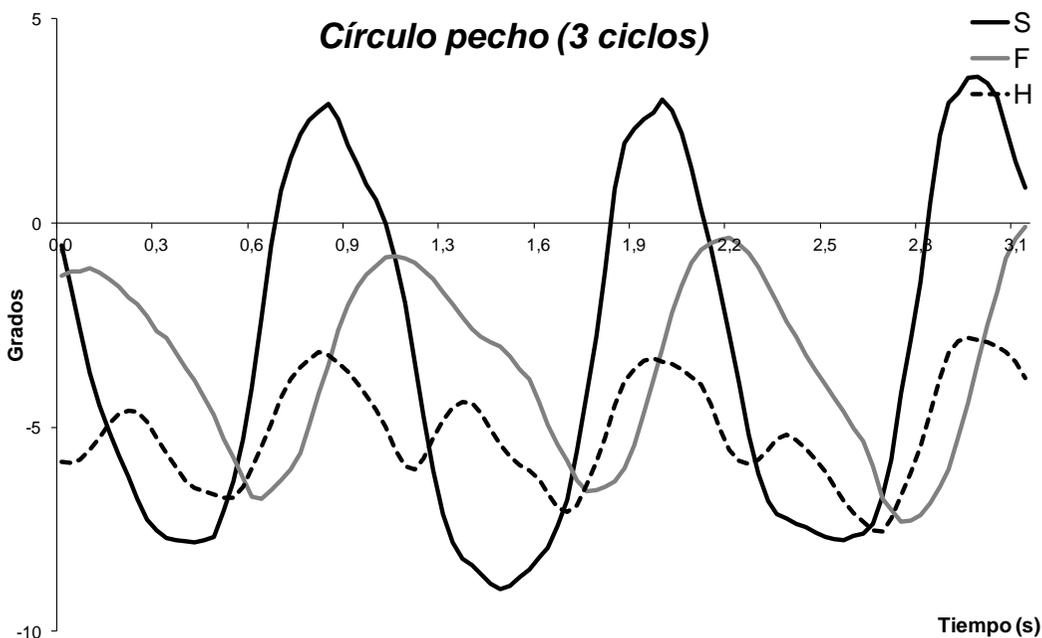


Figura 16. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Semicírculo pecho.

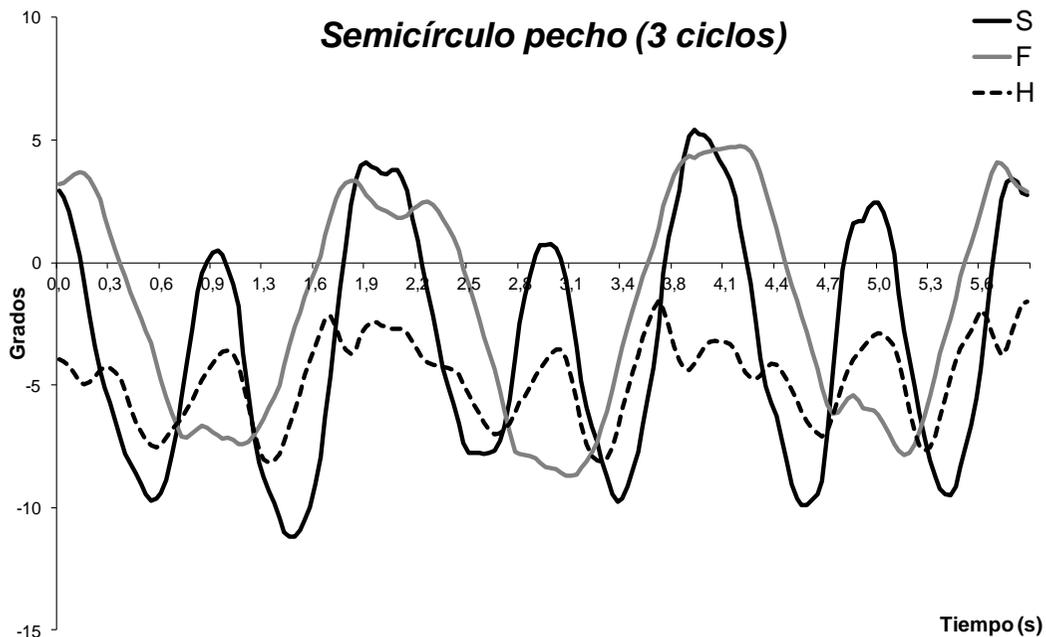


Figura 17. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del "Shimmey" hombros.

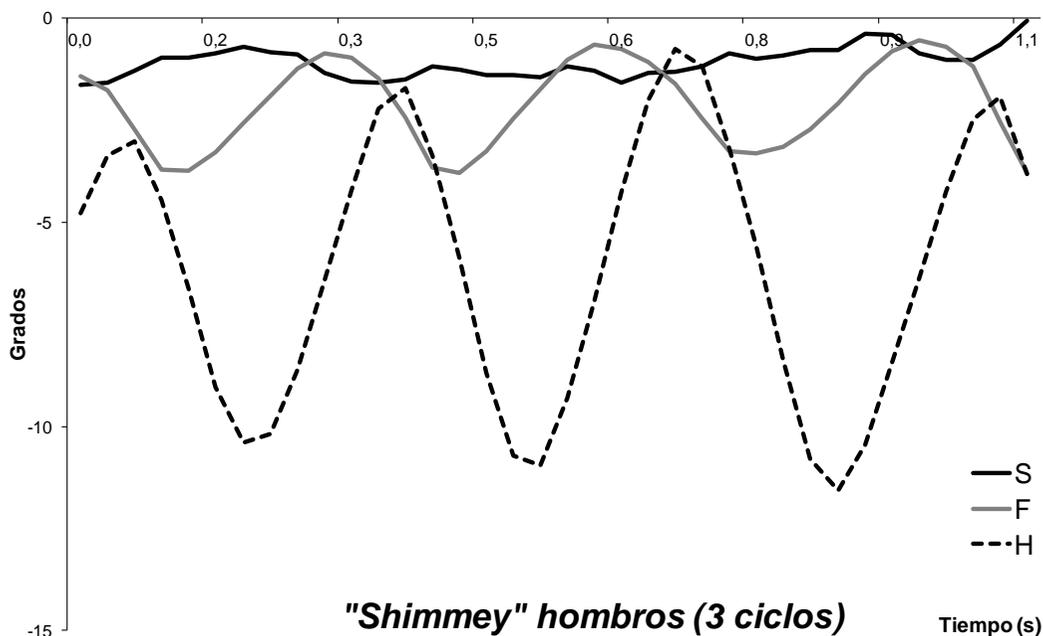


Figura 18. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del "Shimmey" pelvis.

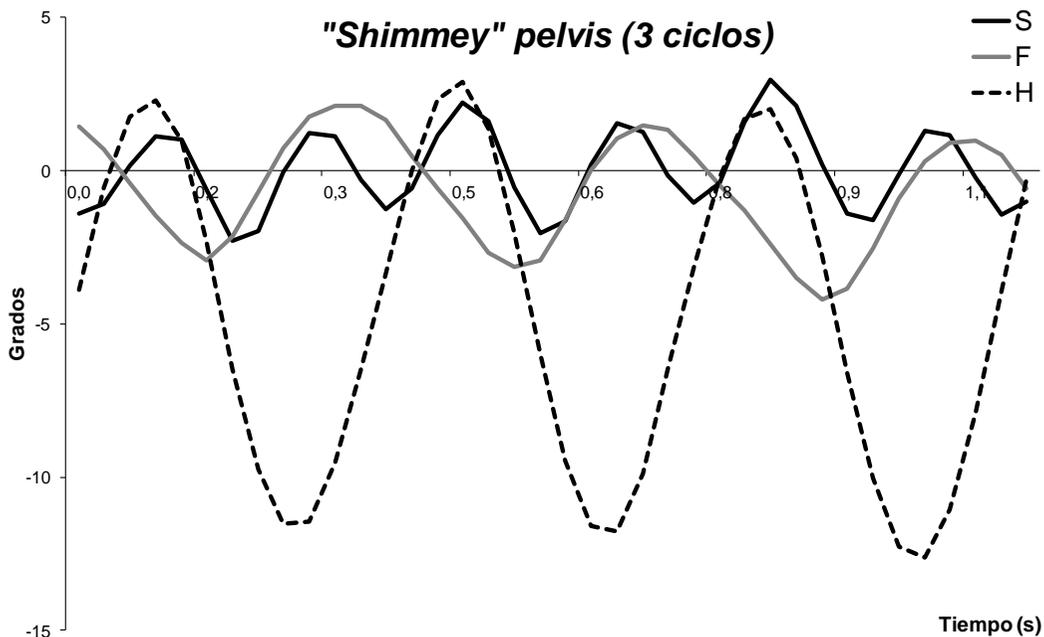


Figura 19. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis abajo.

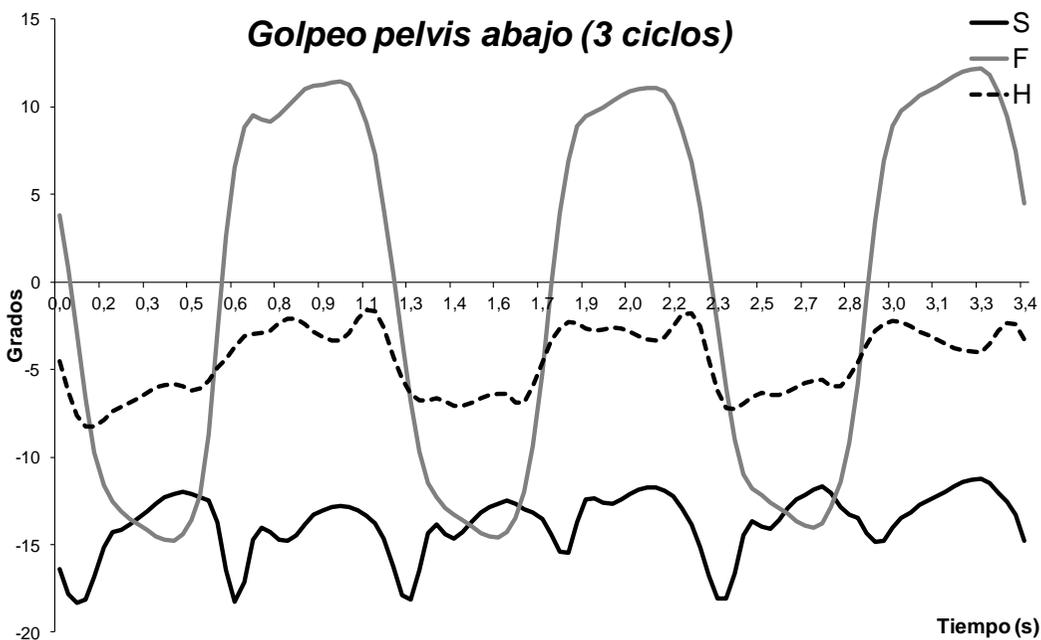


Figura 20. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis arriba.

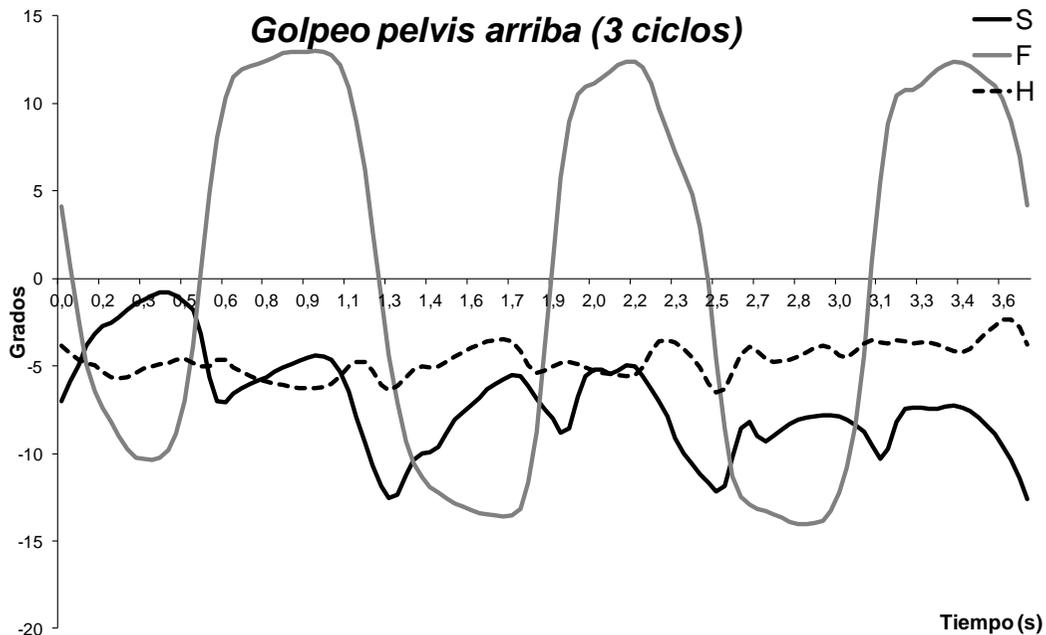


Figura 21. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Golpeo pelvis unilateral.

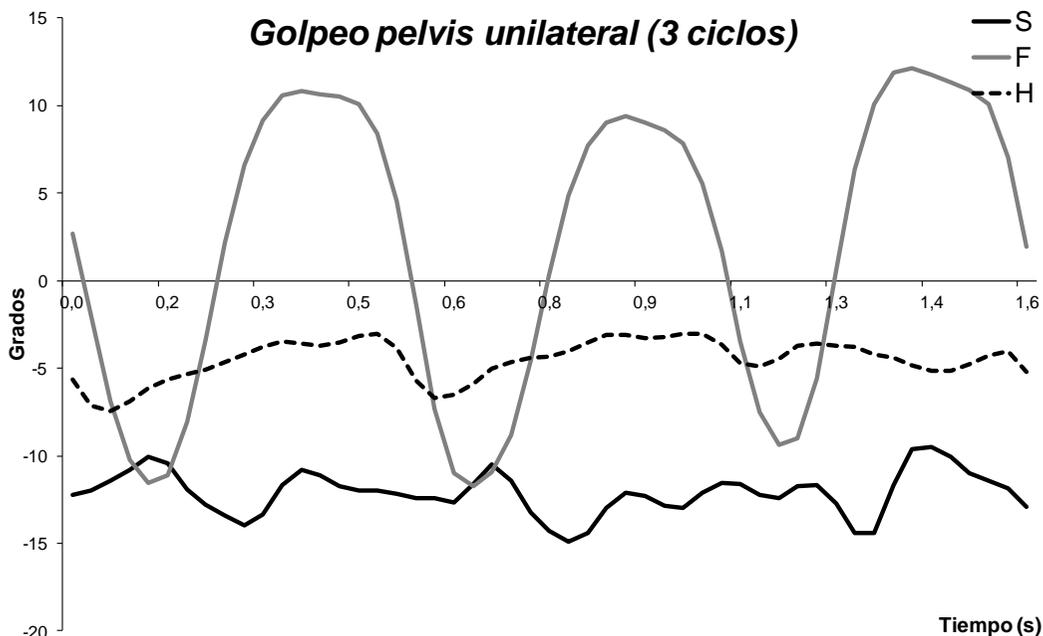


Figura 22. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Ocho horizontal.

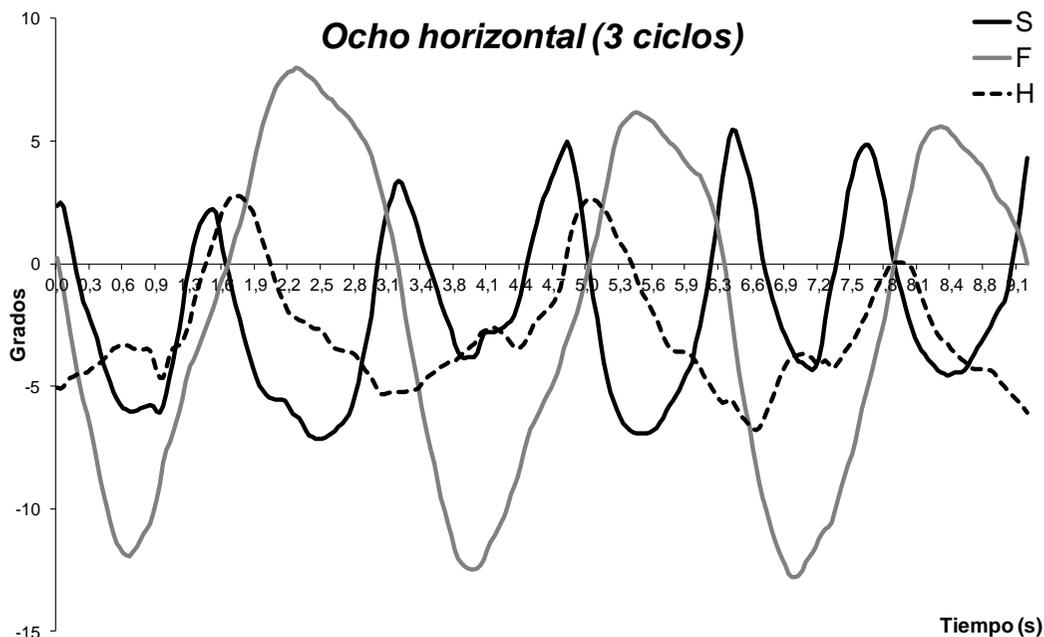
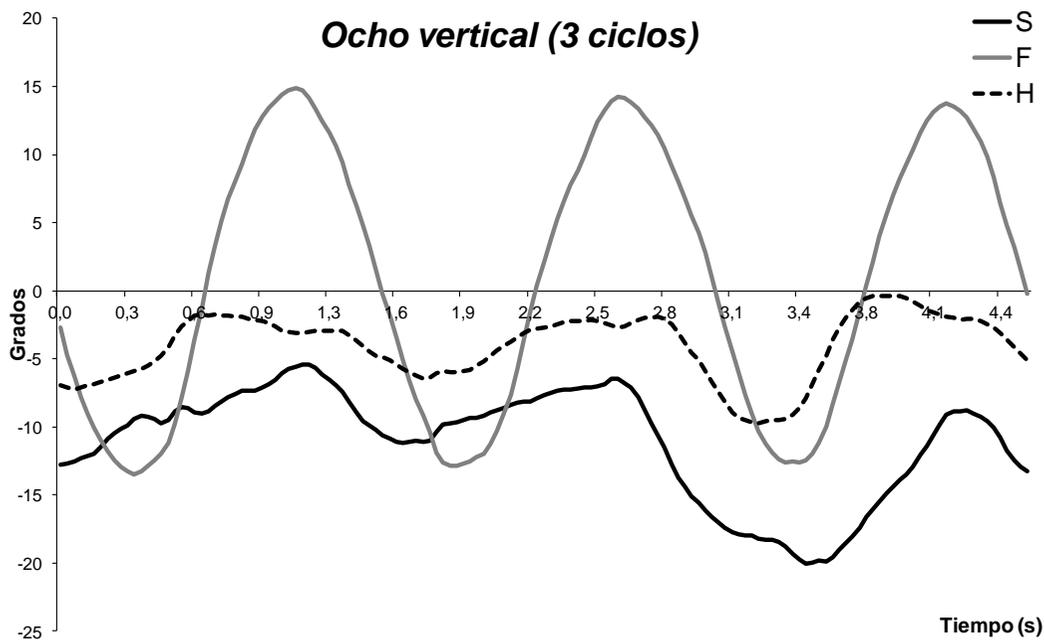


Figura 23. Movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), frontal (F) y horizontal (H)] durante la realización de tres repeticiones consecutivas del Ocho vertical.



En la tabla 3 se muestra la amplitud del movimiento del raquis lumbar (grados) en los planos sagital, horizontal y frontal para cada una de las tareas presentadas en las gráficas anteriores. Asimismo, en la columna de la derecha de la tabla referida se indican las diferencias estadísticamente significativas del efecto interacción entre “plano*tarea” ($F = 35.87$; $p < 0.001$). Como se puede observar en la tabla, para facilitar el posterior análisis de la electromiografía, las tareas han sido agrupadas en tres grupos en función del principal plano de movimiento: grupo de predominancia sagital (grupo S), grupo de predominancia horizontal (grupo H) y grupo de predominancia frontal (grupo F). En este sentido, en las tareas Vientre dentro-fuera, Pecho arriba-abajo, Círculo pecho y Semicírculo pecho (grupo S) la amplitud del movimiento fue significativamente mayor en el plano sagital (movimientos de extensión y flexión) que en los planos frontal y horizontal; aunque las diferencias entre los planos sagital y frontal no fueron significativas para el Semicírculo de pecho. En las tareas “Shimmey” pelvis y “Shimmey” hombros (grupo H) la amplitud del movimiento fue significativamente mayor en el plano horizontal (movimientos de rotación) que en los planos frontal y sagital. Asimismo, en las tareas de “Shimmey” nuestros resultados también muestran mayor amplitud del movimiento en el plano frontal en comparación con el sagital. Finalmente, en las tareas Golpeo pelvis unilateral, Golpeo pelvis arriba, Golpeo pelvis abajo, Ocho horizontal y Ocho vertical (grupo F) la amplitud del movimiento fue mayor en el plano frontal (movimientos de flexión o inclinación lateral) que en los planos sagital y horizontal. No obstante, aunque en el Ocho horizontal prevalece la amplitud del movimiento en el plano frontal, la amplitud del movimiento fue elevada en los tres planos del espacio (frontal: $16.4 \pm 6.8^\circ$; horizontal: $13.6 \pm 5.7^\circ$; sagital: $9.5 \pm 3.1^\circ$) y no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre planos.

Tabla 3. Media y desviación estándar de la amplitud del movimiento del raquis lumbar (grados) en los tres planos del espacio [sagital (S), horizontal (H) y frontal (F)]. En la columna de la derecha se presentan los resultados de la comparación entre planos ($p < 0.05$). La doble línea horizontal agrupa las tareas conforme a la predominancia del movimiento en el plano sagital (grupo S), horizontal (grupo H) o frontal (grupo F).

		Amplitud del movimiento			Diferencias significativas
		Sagital	Frontal	Horizontal	
Grupo S	<i>Vientre dentro-fuera</i>	12 ± 7.1	1.7 ± 1.4	1.4 ± 0.7	S > F, H
	<i>Pecho arriba-abajo</i>	5.9 ± 3.5	1.3 ± 0.9	1.8 ± 1.1	S > F, H
	<i>Círculo pecho</i>	10.8 ± 4.6	5.1 ± 2.2	5.1 ± 1.6	S > F, H
	<i>Semicírculo pecho</i>	9.2 ± 4.8	8.3 ± 4.7	5.3 ± 2.3	S > H
Grupo H	<i>"Shimmey" hombros</i>	2.2 ± 1.1	5.4 ± 2.1	12.7 ± 3.5	H > F > S
	<i>"Shimmey" pelvis</i>	3.8 ± 1.6	7.0 ± 2.1	17.7 ± 6.3	H > F > S
Grupo F	<i>Golpeo pelvis arriba</i>	6.4 ± 1.3	20.1 ± 4.2	7.5 ± 3.2	F > S, H
	<i>Golpeo pelvis abajo</i>	7.5 ± 2.3	22.7 ± 3.7	8.3 ± 3.4	F > S, H
	<i>Golpeo pelvis unilateral</i>	5.4 ± 2.5	18.8 ± 3.8	4.8 ± 1.9	F > S, H
	<i>Ocho horizontal</i>	9.5 ± 3.1	16.4 ± 6.8	13.6 ± 5.7	-
	<i>Ocho vertical</i>	8.9 ± 3.0	26.5 ± 5.1	8.3 ± 3.8	F > S, H

En la tabla 4 se presentan las diferencias significativas en la amplitud del movimiento del raquis lumbar entre las diferentes tareas para cada uno de los planos (sagital, horizontal, frontal). En general, las diferencias encontradas en los planos horizontal y frontal son congruentes con la agrupación de tareas realizada en la tabla 3. En este sentido, en el plano horizontal, además de otras diferencias, las tareas del grupo H ["Shimmey" pelvis ($17.7 \pm 6.3^\circ$) y "Shimmey" hombros ($12.7 \pm 3.5^\circ$)] lograron amplitudes de movimiento superiores a las obtenidas en las tareas del grupo S y en el Golpeo pelvis (tabla 4). En el plano frontal, las tareas del grupo F fueron las que alcanzaron las mayores amplitudes de movimiento [Ocho vertical ($26.5 \pm 5.1^\circ$), Golpeo pelvis abajo ($22.7 \pm 3.7^\circ$), Golpeo pelvis arriba ($20.1 \pm 4.2^\circ$), Golpeo pelvis unilateral ($18.8 \pm 3.8^\circ$) y Ocho horizontal ($16.4 \pm 6.8^\circ$)], siendo éstas superiores estadísticamente a las alcanzadas en varias de las tareas de los grupos S y H (tabla 4). Por otro lado,

en el plano sagital, tanto las tareas del grupo S como las tareas del grupo H presentaron las mayores amplitudes del movimiento (tabla 3), siendo éstas en algunos casos diferentes estadísticamente a las obtenidas en el “Shimmey” hombros (tabla 4).

Tabla 4. Diferencias significativas de las medias en la amplitud del movimiento (planos sagital, frontal y horizontal) entre las diferentes tareas de danza del vientre.

Sagital											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V											
P											
CP					>						
ScP											
SH							<	<		<	<
SPv											
GPva											
GPvab											
GPv											
OH											
OV											

Horizontal											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V			<		<	<	<	<		<	
P			<		<	<	<	<		<	
CP					<	<					
ScP					<	<					
SH									>		
SPv									>		
GPva											
GPvab											
GPv										<	
OH											
OV											

Frontal											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V							<	<	<	<	<
P					<	<	<	<	<	<	<
CP							<	<	<	<	<
ScP							<	<	<	<	<
SH							<	<	<		<
SPv							<	<	<		<
GPva											<
GPvab											
GPv											<
OH											
OV											

El símbolo mayor que (>) indica que la amplitud del movimiento de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente mayor ($p < 0.05$) que la amplitud del movimiento de la tarea que aparece en la fila superior. El símbolo menor que (<) indica que la amplitud del movimiento de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente menor ($p < 0.05$) que la amplitud del movimiento de la tarea que aparece en la fila superior. Nomenclatura de las tareas: Vientre dentro-fuera (V), Pecho arriba-abajo (P), Círculo pecho (CP), Semicírculo pecho (ScP), "Shimmey" hombros (SH), "Shimmey" pelvis (SPv), Golpeo pelvis arriba (GPva), Golpeo pelvis abajo (GPvab), Golpeo pelvis unilateral (GPv), Ocho horizontal (OH) y Ocho vertical (OV).

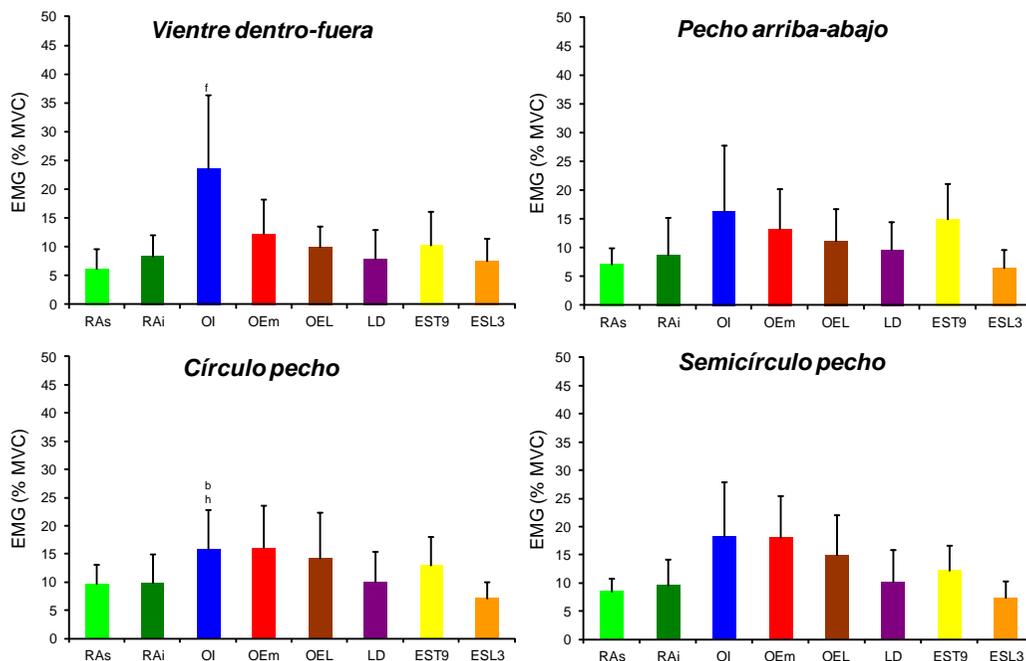
3.2.3. Actividad electromiográfica

A continuación se presentan los resultados de la electromiografía de superficie para las acciones técnicas de danza del vientre (interacción “músculo*tarea”: $F = 5.91$; $p < 0.001$). Los resultados obtenidos han sido agrupados por tareas en función de sus características cinemáticas (tabla a): tareas de predominancia sagital (grupo S), tareas de predominancia horizontal (grupo H) y tareas de predominancia frontal (grupo F). Como hemos comentado durante la descripción del análisis estadístico de los datos, en las tareas de la danza del vientre la señal EMG de los lados derecho e izquierdo de cada músculo ha sido promediada.

3.2.3.1. Tareas de predominancia sagital (grupo S).

En la figura 24 se observan niveles bajos o moderados de activación media en la mayor parte de los músculos del tronco (6-24% de la MVC) durante la ejecución de este tipo de tareas. A pesar de que la amplitud del movimiento fue mayor en el plano sagital (movimientos de flexión y extensión), los mayores niveles de activación no se obtuvieron en los músculos cuyas fibras tienen una orientación longitudinal al tronco (recto del abdomen y erector espinal), sino en el oblicuo interno. En el Círculo pecho las diferencias entre la activación del oblicuo interno y la activación del RAI y del ESL₃ fueron estadísticamente significativas. En el Vientre dentro-fuera se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre la activación del oblicuo interno y el latísimo del dorso. Por otro lado, en el Pecho arriba-abajo y en el Semicírculo pecho, aunque el patrón de activación muscular fue similar al observado en el Vientre dentro-fuera y en el Círculo pecho, no se obtuvieron diferencias significativas entre músculos.

Figura 24. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano sagital: Vientre dentro-fuera, Pecho arriba-abajo, Círculo pecho y Semicírculo pecho.



Abreviatura muscular: RA_s, recto del abdomen porción supraumbilical; RA_i, recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m, oblicuo externo medial; OE_L, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno; LD, latísimo del dorso; ES_{T9}, porción torácica del erector espinal; ES_{L3}, porción lumbar del erector espinal. Los datos de los lados derecho e izquierdo han sido promediados para cada músculo.

a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RA_s.

b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RA_i.

c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OI.

d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OE_m.

e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OE_L.

f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a LD.

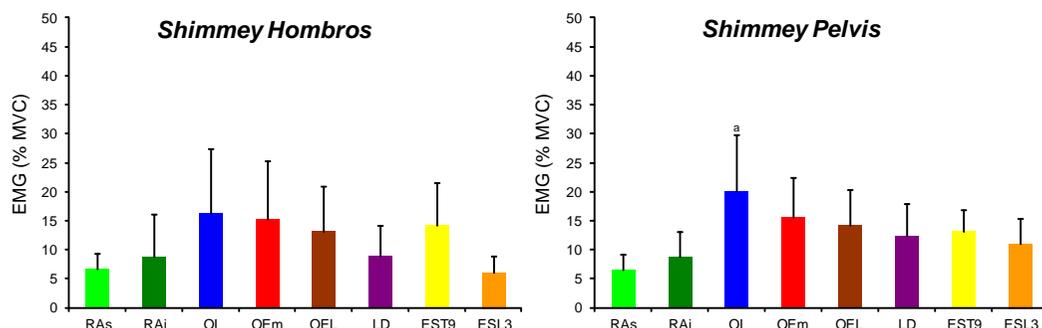
g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ES_{T9}.

h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ES_{L3}.

3.2.3.2. Tareas de predominancia horizontal (grupo H)

La figura 25 muestra un patrón de activación muscular similar al observado en las tareas anteriores. Este patrón se caracteriza por niveles de activación media bajos o moderados donde el oblicuo interno es el músculo que presenta los mayores niveles de activación. En este sentido, aunque en el “Shimmey” hombros no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los músculos, en el “Shimmey” pelvis el oblicuo interno alcanzó niveles de activación superiores a los registrados en el RAs ($p < 0.05$).

Figura 25. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano horizontal: “Shimmey” hombros y “Shimmey” pelvis.



Abreviatura muscular: RA_s, recto del abdomen porción supraumbilical; RA_i, recto del abdomen porción infraumbilical; OE_m, oblicuo externo medial; OE_L, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno; LD, latísimo del dorso; ES_{T9}, porción torácica del erector espinal; ES_{L3}, porción lumbar del erector espinal. Los datos de los lados derecho e izquierdo han sido promediados para cada músculo.

a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RA_s.

b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RA_i.

c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OI.

d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OE_m.

e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OE_L.

f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a LD.

g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ES_{T9}.

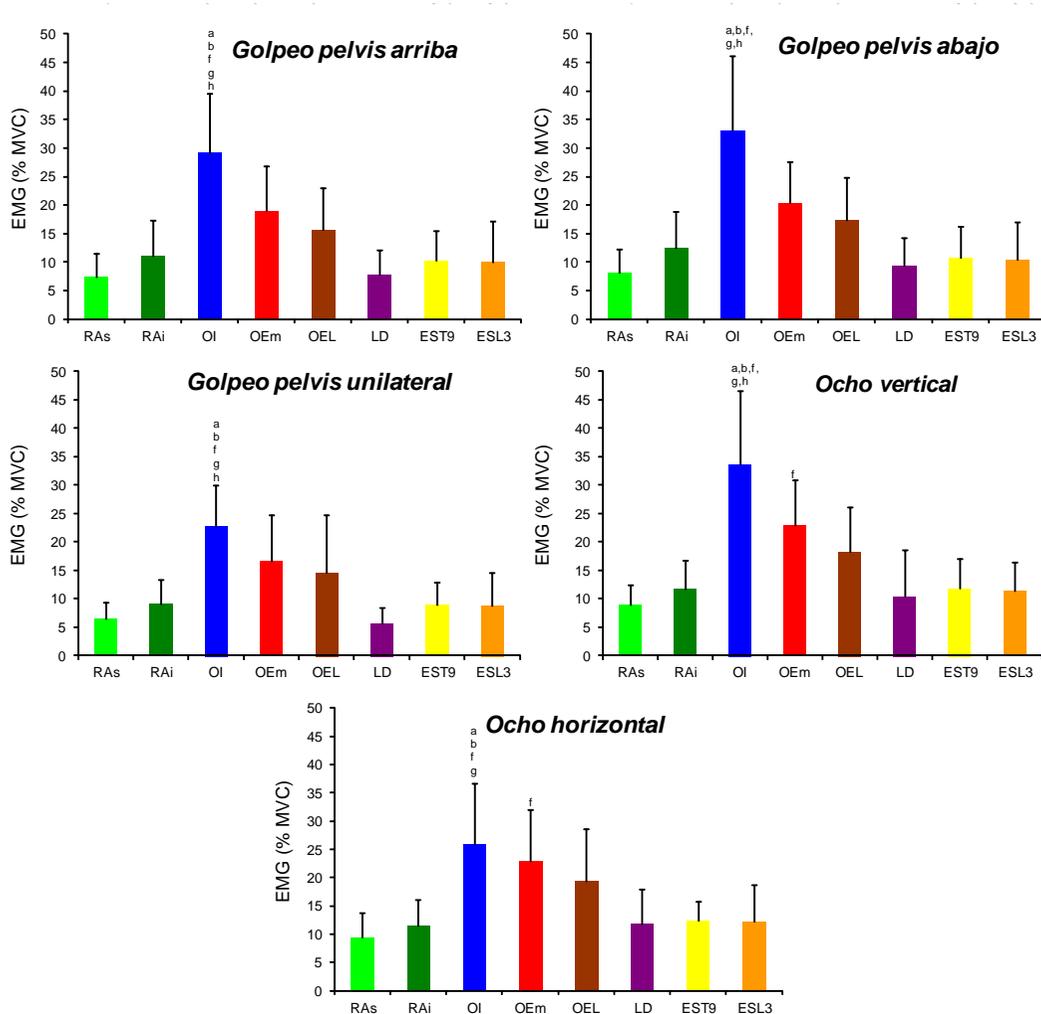
h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ES_{L3}.

3.2.3.3. Tareas de predominancia frontal (grupo F)

Como se muestra en la figura 26, en las tareas del grupo F el nivel de activación de la musculatura del tronco también fue bajo o moderado, aunque claramente superior al observado en las tareas anteriores (figuras 24 y 25). Así,

Estudio 1. Danza del Vientre. Resultados se registraron niveles de activación por encima del 25%, 20% y 15% de la MVC para oblicuo interno, OE_m y OE_L, respectivamente. Los músculos referidos alcanzaron los mayores niveles de activación, obteniendo de nuevo el oblicuo interno el mayor número de diferencias significativas con el resto de músculos.

Figura 26. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas donde el movimiento del raquis lumbar se produjo principalmente en el plano frontal: Golpeo pelvis arriba, Golpeo pelvis abajo, Golpeo pelvis unilateral, Ocho vertical y Ocho horizontal.



Abreviatura muscular: RAs, recto del abdomen porción supraumbilical; RAi, recto del abdomen porción infraumbilical; OEm, oblicuo externo medial; OEL, oblicuo externo lateral; OI, oblicuo interno; LD, latísimo del dorso; EST9, porción torácica del erector espinal; ESL3, porción lumbar del erector espinal. Los datos de los lados derecho e izquierdo han sido promediados para cada músculo.

a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAs.

b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAi.

c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OI.

d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEm.

e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEL.

f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a LD.

g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a EST9.

h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESL3.

Como se desprende de los datos presentados en las figuras anteriores, independientemente del grupo de tareas analizado y por tanto, del movimiento del raquis lumbar, los niveles de activación fueron siempre bajos o moderados, siendo los oblicuos, especialmente el oblicuo interno, los que mostraron los niveles más altos de activación. Por el contrario, los músculos con menores niveles de activación fueron el recto del abdomen y los músculos de la espalda.

Con relación a la comparación de la actividad electromiográfica de cada músculo entre las tareas (tablas 5 y 6), se obtuvieron diferencias significativas en cuatro de los músculos analizados. El RA_s mostró diferencias significativas entre las tareas Ocho vertical y “Shimmey” pelvis. La actividad electromiográfica del oblicuo interno fue significativamente superior cuando se realizaron las tareas Golpeo de pelvis abajo y Ocho vertical, en las que predomina el movimiento de la pelvis frente al del tórax, que cuando se realizaron las tareas Pecho arriba-abajo y “Shimmey” hombros, en las que predomina el movimiento del tórax frente al de la pelvis. A su vez, la actividad electromiográfica del oblicuo interno durante el Ocho vertical también fue significativamente superior a la obtenida por el Semicírculo de pecho, otra de las tareas donde predomina el movimiento del tórax frente al de la pelvis. Por otro lado, la actividad electromiográfica del OE_m fue mayor en el Golpeo pelvis abajo, Ocho horizontal y Ocho vertical (tareas en las que predomina el movimiento en el plano frontal) en comparación con la obtenida en el Vientre dentro-fuera y el “Shimmey” pelvis (tareas pertenecientes a los grupos de predominancia sagital y horizontal, respectivamente). Finalmente, la actividad electromiográfica del latísimo del dorso fue significativamente mayor en el “Shimmey” pelvis que en el Golpeo pelvis.

Tabla 5. Diferencias significativas de las medias de la electromiografía normalizada entre las diferentes tareas de la danza del vientre para los músculos recto del abdomen (porción supraumbilical) y oblicuo interno.

Recto del Abdomen Supraumbilical											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V											
P											
CP											
ScP											
SH											
SPv											<
GPva											
GPvab											
GPv											
OH											
OV											

Oblicuo Interno											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V											
P									<		<
CP											
ScP											<
SH									<		<
SPv											
GPva											
GPvab											
GPv											
OH											
OV											

El símbolo menor que (<) indica que la activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente menor ($p < 0.05$) que la activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. Nomenclatura de las tareas: Vientre dentro-fuera (V), Pecho arriba-abajo (P), Semicírculo pecho (ScP), "Shimmey" hombros (SH), "Shimmey" pelvis (SPv), Golpeo pelvis abajo (GPvab), Golpeo pelvis unilateral (GPv), Ocho horizontal (OH) y Ocho vertical (OV).

Tabla 6. Diferencias significativas de las medias de la electromiografía normalizada entre las diferentes tareas de la danza del vientre para los músculos oblicuo externo medial y latísimo del dorso.

Oblicuo Externo Medial											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V								<		<	<
P											
CP											
ScP											
SH											
SPv									<	<	
GPva											
GPvab											
GPv											
OH											
OV											

Latísimo del Dorso											
	V	P	CP	ScP	SH	SPv	GPva	GPvab	GPv	OH	OV
V											
P											
CP											
ScP											
SH											
SPv									>		
GPva											
GPvab											
GPv											
OH											
OV											

El símbolo mayor que (>) indica que la activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente mayor ($p < 0.05$) que la activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. El símbolo menor que (<) indica que la activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente menor ($p < 0.05$) que la activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. Nomenclatura de las tareas: Vientre dentro-fuera (V), Pecho arriba-abajo (P), Semicírculo pecho (ScP), "Shimmey" hombros (SH), "Shimmey" pelvis (SPv), Golpeo pelvis abajo (GPvab), Golpeo pelvis unilateral (GPv), Ocho horizontal (OH) y Ocho vertical (OV).

3.3. DISCUSIÓN

Las bailarinas de la danza del vientre se caracterizan por tener un gran control del tronco, realizando acciones complejas donde se combinan movimientos de la pelvis y el tórax en diferentes direcciones y sentidos (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011). Entre las peculiaridades de esta forma de danza destaca el movimiento disociado de la pelvis y el tórax y la activación selectiva de diferentes porciones o fascículos de los músculos del abdomen (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011).

Como se ha comentado en la introducción, la mayoría de los estudios cinemáticos y electromiográficos aplicados a la danza han centrado su atención en las extremidades inferiores (ver por ejemplo: Chatfield, et al., 2007; Krasnow, et al., 2011; Krasnow, et al., 2012a; Lepelley, et al., 2006; Massó, et al., 2004; Trepman, et al., 1998), por lo que son escasos los estudios que han analizado la cinemática del raquis lumbar y la electromiografía de los músculos del tronco en gestos técnicos específicos de la danza (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011).

En este estudio, se ha registrado el movimiento del raquis lumbar en los tres planos del espacio y la actividad electromiográfica bilateral de ocho músculos del tronco durante la ejecución de tareas específicas de la danza del vientre. El objetivo principal fue analizar la actividad electromiográfica de los músculos del tronco y la cinemática del raquis lumbar durante la realización de gestos técnicos que requieren de un gran control del movimiento del raquis, la pelvis y/o el tórax.

El análisis de los errores típicos de la medida (tabla 1), de los coeficientes de correlación intraclase (tabla 2) y de la cinemática del raquis lumbar (gráficas 13-23) indica que, aunque con algunas excepciones, tanto la media de la activación muscular como la amplitud del movimiento del raquis lumbar fueron muy consistentes a lo largo de las diferentes repeticiones realizadas en cada tarea. Estos resultados muestran la fiabilidad relativa y absoluta de las medidas

realizadas en este estudio y resaltan el control y la destreza de las participantes durante la ejecución de las diferentes tareas.

Independientemente del gesto técnico analizado, la amplitud de la señal EMG normalizada fue baja o moderada. Así, los niveles de activación media de los músculos oblicuos del abdomen oscilaron entre 10 y 34% de la MVC, los de la musculatura de la espalda entre 6 y 15% de la MVC y los del recto del abdomen entre 6 y 12% de la MVC. Estos datos corroboran los obtenidos previamente en una población similar (Moreside, et al., 2008; Vera-Garcia, et al., 2011) durante la realización de diferentes movimientos del tórax y la pelvis en bipedestación. Asimismo, los resultados obtenidos indican que no es necesario generar niveles de activación elevados para controlar el movimiento del tronco en tareas tan complejas como las analizadas en este estudio, donde posiblemente es más importante la coordinación de todos los músculos implicados en las tareas.

3.3.1. Tareas de predominancia del plano sagital (grupo S).

Como indican nuestros resultados (figura 24), en las tareas Vientre dentro-fuera y Círculo pecho, a pesar de que el movimiento se realizó principalmente en el plano sagital (flexión y extensión), los mayores niveles de activación no se obtuvieron en los músculos cuyas fibras tienen una orientación longitudinal al tronco (recto del abdomen y erector espinal), sino en el oblicuo interno. Esto se produjo sobre todo en la tarea Vientre dentro-fuera, la cual se caracteriza por la acción conocida como hundimiento de la pared abdominal (“abdominal hollowing”). En este sentido, nuestros resultados concuerdan con los obtenidos en estudios previos (O'Sullivan, et al., 1998; Vera-Garcia, et al., 2007), donde se destaca el importante papel del oblicuo interno durante las maniobras de hundimiento abdominal.

Las tareas Círculo y Semicírculo pecho se caracterizaron por un mayor rango de movimiento del raquis en los planos frontal [Círculo pecho ($5.1 \pm 2.2^\circ$) y Semicírculo pecho ($8.3 \pm 4.7^\circ$)] y horizontal [Círculo pecho ($5.1 \pm 1.6^\circ$) y

Semicírculo pecho ($5.3 \pm 2.3^\circ$) (tabla 3). En este sentido, como muestra la tabla 4, se encontraron diferencias significativas en el rango de movimiento de rotación (plano horizontal) al comparar el Círculo pecho con las tareas Vientre dentro-fuera y Pecho arriba-abajo. A pesar de estas diferencias en la cinemática del raquis, el patrón de activación muscular de las tareas Círculo y Semicírculo pecho fue similar al observado en las tareas Vientre dentro-fuera y Pecho arriba-abajo (figura 24). Este patrón se caracterizó principalmente por la activación de la musculatura rotadora-inclinadora (músculos oblicuos del abdomen) y extensora del tronco (músculos de la espalda). La participación del recto del abdomen (principal flexor del raquis) no fue tan importante, ya que en posición erguida la propia fuerza peso generó un momento flexor del tronco, por lo que una mayor activación de este músculo posiblemente hubiera generado un momento flexor mayor del deseado.

3.3.2. Tareas de predominancia del plano horizontal (grupo H).

Tanto el "Shimmey" hombros como el "Shimmey" pelvis se caracterizaron por el movimiento del tronco en el plano horizontal (tabla 3), si bien la primera tarea implicó el desplazamiento del tórax manteniendo la pelvis relativamente fija y la segunda lo contrario, es decir, el desplazamiento de la pelvis manteniendo el tórax fijo. Aunque el patrón de activación muscular fue similar en ambas tareas (destacando la activación de los músculos rotadores del tronco; figura 25), en el "Shimmey" pelvis la activación de los músculos oblicuos del abdomen fue ligeramente superior y se encontraron diferencias significativas entre el oblicuo interno y el recto del abdomen. Estas ligeras diferencias entre las tareas podrían ser consecuencia de la mayor amplitud del movimiento en el "Shimmey" pelvis, sin embargo no se encontraron diferencias significativas al comparar la amplitud del movimiento entre las tareas de "Shimmey" (tabla 4).

3.3.3. Tareas de predominancia del plano frontal (grupo F).

Como indican los resultados presentados en la figura 26 y las tablas 5 y 6, los niveles de activación alcanzados durante el Golpeo pelvis arriba, el Golpeo

pelvis abajo, el Golpeo pelvis unilateral, el Ocho vertical y el Ocho horizontal, fueron los más altos de todas las tareas analizadas en este estudio, especialmente en la musculatura oblicua del abdomen y de manera destacada en el oblicuo interno. Este mayor nivel de activación de los músculos oblicuos podría interpretarse principalmente como resultado de la mayor amplitud del movimiento en las tareas referidas (tablas 3 y 4), sobre todo en el plano frontal [Ocho vertical ($26.5 \pm 5.1^\circ$), Golpeo pelvis abajo ($22.7 \pm 3.7^\circ$), Golpeo pelvis arriba ($20.1 \pm 4.2^\circ$), Golpeo pelvis unilateral ($18.8 \pm 3.8^\circ$) y Ocho horizontal ($16.4 \pm 6.8^\circ$)], así como de la mayor velocidad de desplazamiento del tronco durante su ejecución. En relación con la velocidad, diferentes estudios han demostrado que el aumento de la velocidad incrementa la intensidad de la contracción de los músculos del abdomen (Kim & Marras, 1987; Thorstensson, et al., 1985; Vera-Garcia, 2003) y supone un mayor nivel de co-activación de la musculatura del tronco, necesaria para asegurar la estabilidad dinámica de la columna vertebral (Vera-Garcia, et al., 2008).

Como se desprende de los resultados analizados en los párrafos anteriores, el oblicuo interno es un músculo fundamental para el control del movimiento del tronco en la danza del vientre, independientemente del plano o planos del movimiento donde se realiza la acción. No obstante, como muestra la tabla 5, la actividad electromiográfica del oblicuo interno tendió a ser superior en las acciones donde predominaba el movimiento de la pelvis frente al del tórax (sobre todo Golpeo pelvis abajo y Ocho vertical), en comparación con aquellas donde predominaba el movimiento del tórax frente al de la pelvis (especialmente Pecho arriba-abajo, Semicírculo pecho y “Shimmey” hombros). Estos resultados concuerdan con los obtenidos previamente por Vera-Garcia, et al., (2011) al comparar los niveles de activación muscular de bailarinas de la danza del vientre entre movimientos del raquis lumbar realizados mediante el desplazamiento del tórax o la pelvis. En el estudio referido, se registró una mayor activación de la musculatura oblicua del abdomen (sobre todo del oblicuo interno) cuando los movimientos del raquis se llevaron a cabo mediante el desplazamiento de la pelvis.



ESTUDIO 2. DANZA CLÁSICA

4. ESTUDIO 2: DANZA CLÁSICA

4.1. MÉTODO

4.1.1. Participantes

En el estudio han participado voluntariamente quince estudiantes de danza clásica (datos promedio \pm desviación estándar: edad, 24.5 ± 4.2 años; altura, 163.5 ± 6.7 cm; masa, 52.7 ± 4.2 kg; experiencia en danza clásica, 11.4 ± 3.6 años de práctica). Para la selección de la muestra, se contactó con profesoras del Conservatorio Superior de Danza de Valencia, lo que permitió seleccionar bailarinas con una buena ejecución técnica y un buen control postural del tronco.

Respetando los principios de la Declaración de Helsinki (2013), antes del inicio de la investigación las bailarinas fueron informadas de las características del estudio y firmaron un documento de consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Miguel Hernández de Elche. El documento referido (Anexo 3) permite el uso de fotos y video-clips de las diferentes tareas analizadas para presentaciones y/o publicaciones científicas.

Por lo que se refiere a los criterios de exclusión, fueron los mismos utilizados en el estudio de danza del vientre.

4.1.2. Instrumentos y registros

4.1.2.1. Registro de la EMG de superficie.

La actividad eléctrica de los músculos se registró con el electromiógrafo Muscle Tester ME6000® de Mega Electronics Ltd. (Kuopio, Finlandia). Éste es un microordenador portátil de 8 canales con una conversión A/D de 14 bit, una razón de rechazo al modo común de 110 dB y un filtro de banda de 8-500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1000 Hz. La señal EMG fue registrada bilateralmente de los siguientes músculos y localizaciones (figura 27): recto del

abdomen (RA), 3 cm a los lados del ombligo (García-Vaquero, et al., 2012); oblicuo externo del abdomen (OE), 15 cm lateral al ombligo (Bouillon, et al., 2012; García-Vaquero, et al., 2012); oblicuo interno del abdomen (OI), sobre el centro geométrico del triángulo formado por el ligamento inguinal, el borde externo de la vaina del recto del abdomen y la línea imaginaria que une la espina ilíaca anterosuperior y el ombligo (Ng, et al., 1998); y erector espinal (ES), 3 cm a los lados de la apófisis espinosa de L3 (García-Vaquero, et al., 2012; Perroto & Delagi, 2005).

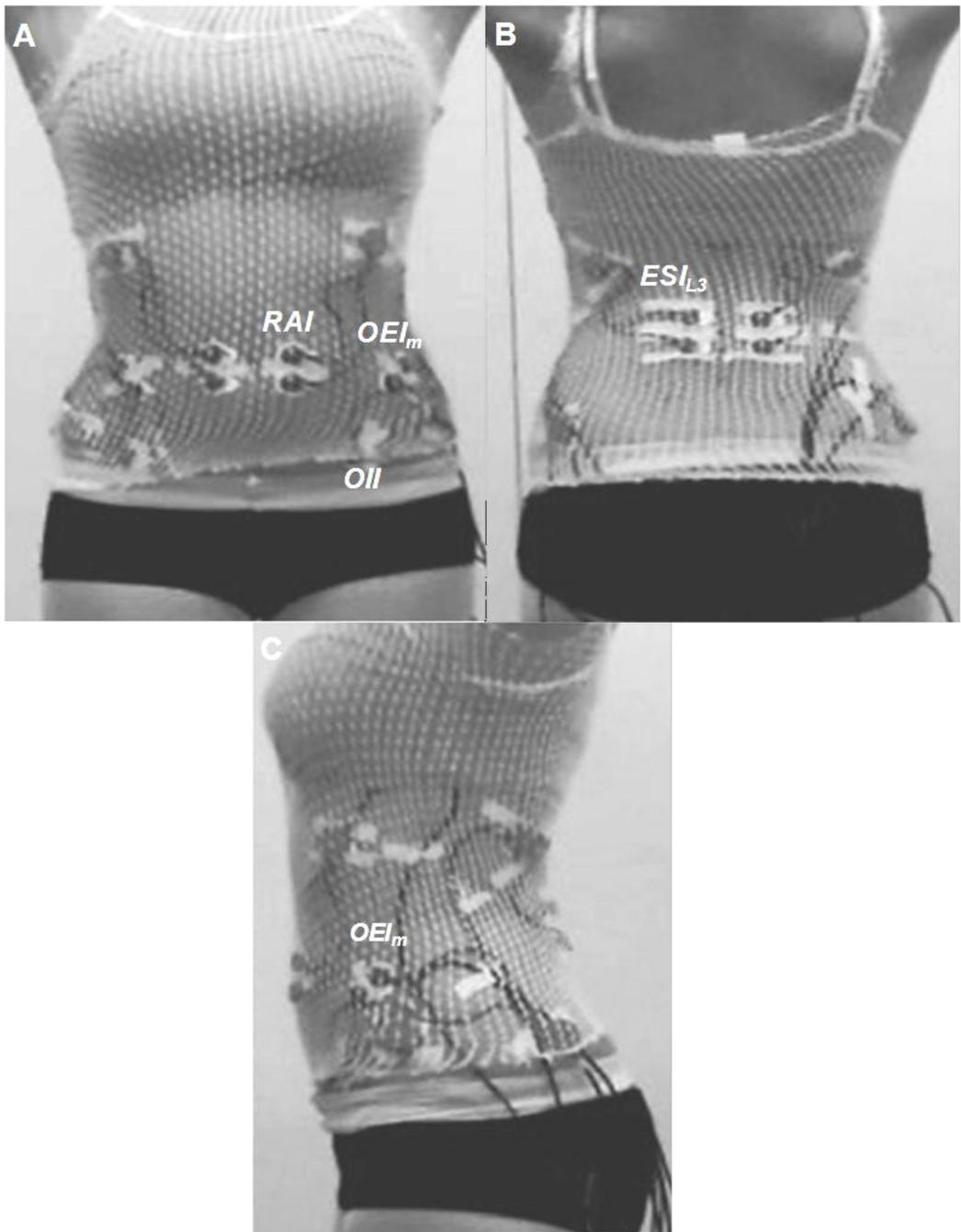


Figura 27. Vistas anterior, posterior y lateral (fotogramas, A, B y C, respectivamente) de la colocación de los electrodos en los músculos: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESI_{L3}, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

Para facilitar el proceso de colocación de los electrodos se realizó un marcaje topográfico por palpación de diferentes puntos anatómicos con un lápiz dérmico (Delagi, et al., 1981). Con objeto de reducir la impedancia, las zonas de la piel elegidas para la colocación de los electrodos se rasuraron y limpiaron con alcohol. Se colocó un par de electrodos de superficie Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Neustadt Donau, Alemania) en configuración bipolar, sobre el vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de los músculos referidos. La separación entre el centro de los dos electrodos fue de 3 cm. Como en el estudio de danza del vientre, tras la colocación de los electrodos se solicitó a las participantes la ejecución de diversos movimientos para comprobar la adecuada colocación de los mismos, examinando la calidad de la señal EMG. Con el objeto de aislar y proteger los electrodos, fue necesaria la colocación de cinta adhesiva sobre la parte no metálica del electrodo. Así mismo se colocó una malla elástica (Elastofix® S N°7) sobre el tronco para reducir el movimiento de los cables del electromiógrafo durante la sesión de registro.

Para obtener el valor de referencia con el cual normalizar la EMG, se utilizó el protocolo de MVCs descrito en el estudio de danza del vientre.

4.1.3. Descripción de las tareas

Posición de partida. Para estandarizar la ejecución de las acciones se inició el movimiento manteniendo el tronco en posición erguida con los pies en quinta posición de ballet (Cohen, 2004; Guillot & Prudhommeau, 1974; Vaganova, 1945), es decir con el pie derecho delante del izquierdo, haciendo coincidir la punta de un pie con el talón del otro, las caderas en rotación externa y los pies lo más paralelos posible. Por otro lado, los brazos se colocaron en primera, segunda, quinta o sexta posición de ballet (Cohen, 2004; Guillot & Prudhommeau, 1974; Vaganova, 1945), dependiendo de las tareas analizadas. A continuación se describen las posiciones de brazos referidas:

- Primera posición (ver figura 28): Los brazos se colocan al frente (flexión, abducción y rotación interna de hombros) con las manos a la altura del

abdomen y los codos ligeramente flexionados, formando un óvalo con los brazos.

- Segunda posición (ver figura 29): Hombros en abducción con los brazos abiertos y ligeramente flexionados situados en línea con los hombros.

- Quinta posición (ver figura 30): Los brazos se colocan hacia arriba (flexión, abducción y rotación interna de hombros), muy cerca de la vertical, con los codos ligeramente flexionados, formando un óvalo con los brazos. Aunque esta es la quinta posición de brazos según las escuelas italiana y francesa (Cecchetti, 1998; Cohen, 2004; Guillot & Prudhommeau, 1974), para la escuela rusa sería la tercera posición de brazos (Cohen, 2004; Vaganova, 1945).

- Sexta posición (ver figura 39): El brazo izquierdo se coloca en una posición cercana a la primera posición y el derecho se sitúa en segunda posición.

Grand plié con brazos en 1ª (GP1ª). Desde la posición de partida, con brazos en primera posición de ballet (figura 28A), se realiza una flexión máxima de rodillas con abducción de cadera, bajando la pelvis y levantando los talones del suelo (figura 28B). Al estar la cadera en rotación externa, las rodillas quedan hacia los lados. A partir de ahí, se produce el movimiento contrario para volver a la posición de partida (figura 28C): extensión de rodillas y aducción de cadera.

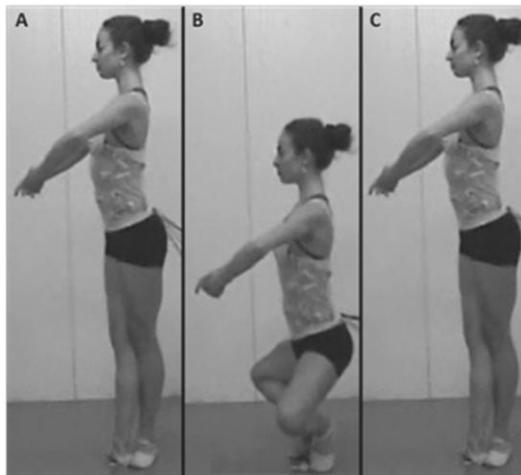


Figura 28. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 1ª.

Grand plié con brazos en 2ª (GP2ª). Desde la posición de partida, con los brazos en segunda posición de ballet (figura 29A), se realiza el movimiento de *grand plié* descrito anteriormente (figura 29B). Posteriormente, la bailarina realiza el movimiento contrario para volver a la posición de partida (figura 29C).

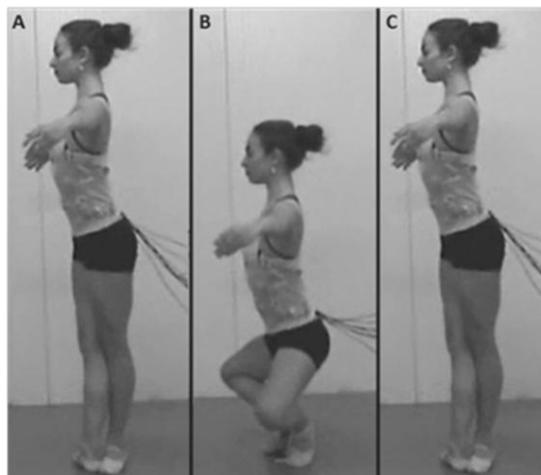


Figura 29. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 2ª.

Grand plié con brazos en 5ª (GP5ª). Como en las técnicas anteriores se realiza el movimiento de *grand plié*, pero con los brazos en quinta posición de ballet (figura 30).

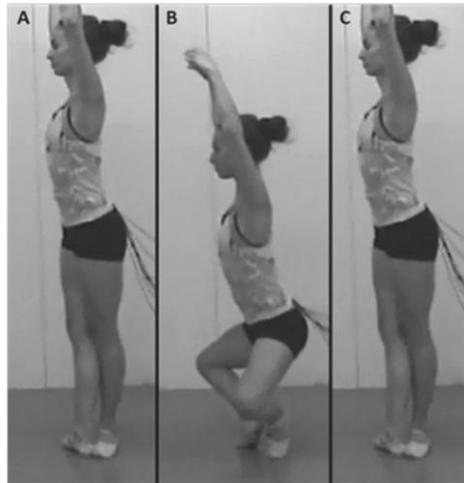


Figura 30. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Grand plié* con brazos en 5ª.

Croisé (C). Técnica similar al *grand plié* con brazos en 1ª pero con el tórax ligeramente rotado hacia la derecha (figura 31).

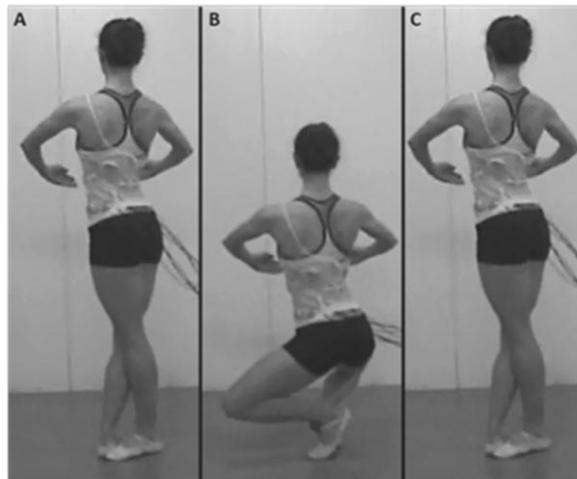


Figura 31. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Croisé* con brazos en 1ª.

Battement tendu derecha (TD). Desde la posición de partida, con los brazos en primera posición de ballet (figura 32A), se realizan movimientos con la pierna derecha manteniendo la cadera en rotación externa. Este gesto tiene varias fases: 1) flexión de cadera con el tobillo en flexión plantar, deslizando el pie sobre el suelo hasta que sólo las puntas de los dedos tocan el suelo (figura 32B) y vuelta a la posición de partida (figura 32C); 2) abducción de cadera con el

tobillo en flexión plantar (figura 32D) y vuelta a una posición similar a la de partida, aunque con la pierna derecha colocada detrás de la izquierda (figura 32E); 3) extensión de cadera con el tobillo en flexión plantar (figura 32 F) y vuelta a la posición anterior(figura 32G); 4) de nuevo abducción de cadera con el tobillo en flexión plantar (figura 32H) y vuelta a la posición de partida (figura 32I).

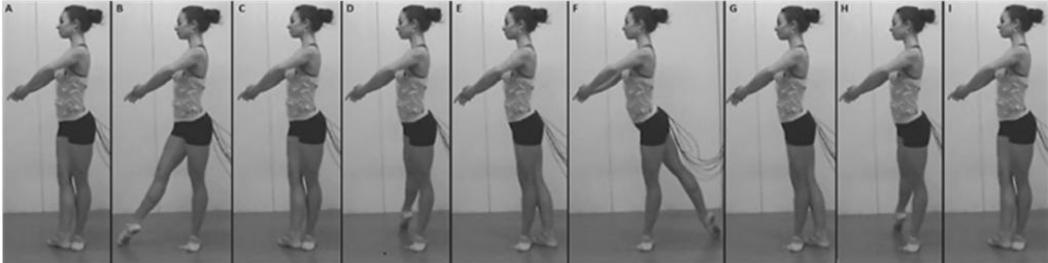


Figura 32. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement tendu* derecha con brazos en 1ª.

Battement tendu izquierda (TI). Este gesto se realiza de igual manera que el anterior (TD), pero moviendo la pierna izquierda.

Battement jeté derecha (JD). Este gesto es similar al *battement tendu* derecha pero con mayor amplitud de movimiento en las acciones de flexión, abducción y extensión de cadera (figura 33, fotogramas B, D, F y H), elevando el pie derecho unos centímetros del suelo (justo por debajo de la altura de la rodilla de la pierna de apoyo).

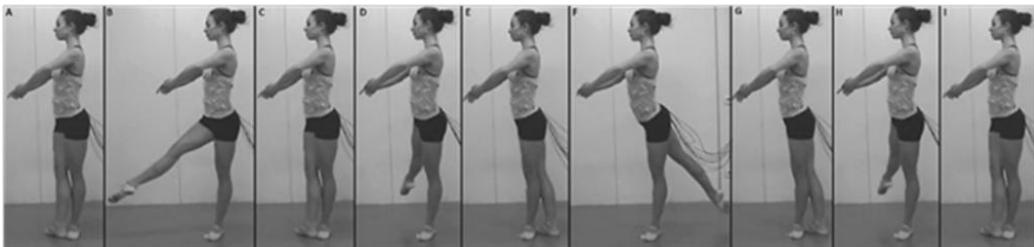


Figura 33. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement jeté* derecha con brazos en 1ª.

Battement jeté izquierda (JI). Este gesto se realiza de igual manera que el anterior (JD), pero moviendo la pierna izquierda.

Battement fondu derecha (FD). Este gesto es similar al *battement jeté* derecha pero realizando una flexión de rodillas (*demi plié* en pierna izquierda) (figura 34, fotogramas A, C, E, G e I) antes de iniciar los movimientos de flexión, abducción y extensión de cadera (figura 34, fotogramas B, D, F y H). Además, en este gesto el pie derecho vuelve a la altura del tobillo izquierdo (“*cou de pied*”) sin tocar el suelo durante todo el gesto.

Battement fondu izquierda (FI). Este gesto se realiza de igual manera que el anterior (FD), pero moviendo la pierna izquierda.

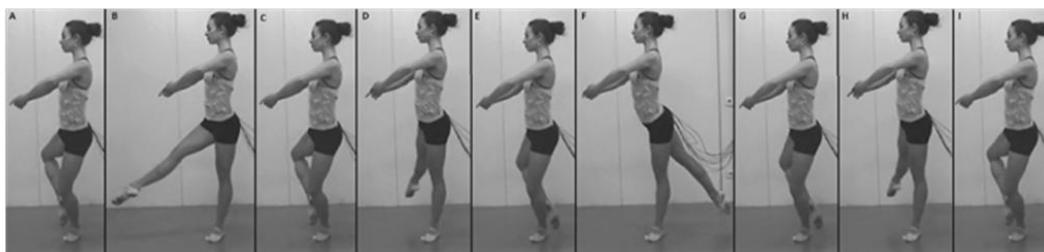


Figura 34. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Battement fondu* derecha con brazos en 1ª.

Arabesque apoyo completo (“*a pie plano*”) (A). Desde la posición de partida, con los brazos en primera posición de ballet (figura 35A), se realiza una extensión de la cadera izquierda y una flexión plantar del tobillo hasta que sólo toca el suelo la punta de los dedos del pie izquierdo (figura 35B). A continuación se realiza una extensión máxima de cadera, elevando el pie unos centímetros del suelo (figura 35C). Finalmente, la bailarina realiza las acciones contrarias para volver en dos tiempos a la posición de partida (figuras 35D y E).

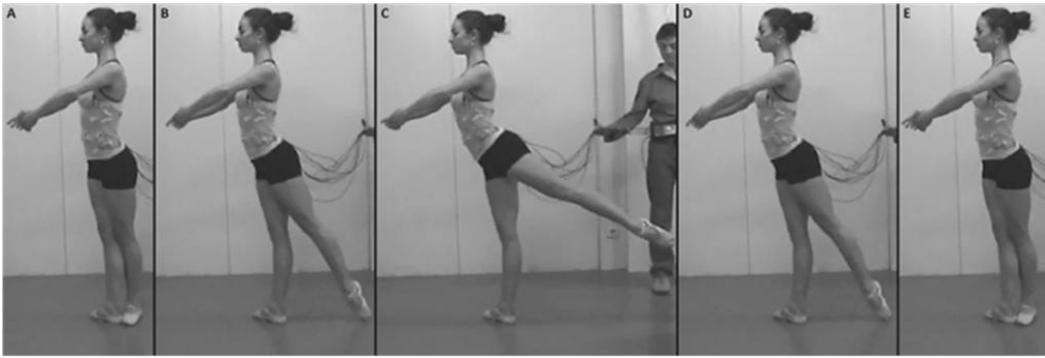


Figura 35. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Arabesque* apoyo completo (a pie plano) con brazos en 1ª.

Arabesque en relevé [media punta ("demi pointe")] (RA). Este gesto es similar al *arabesque* apoyo completo, pero en la fase central (figura 36C), al despegar el pie izquierdo del suelo y aumentar la extensión de cadera (para llegar a extensión máxima), se produce una flexión plantar del tobillo de la pierna de apoyo. En esta posición la bailarina mantiene el equilibrio corporal durante 6 s, apoyando sólo el antepié [cabeza de los metatarsos y dedos del pie derecho (media punta)].

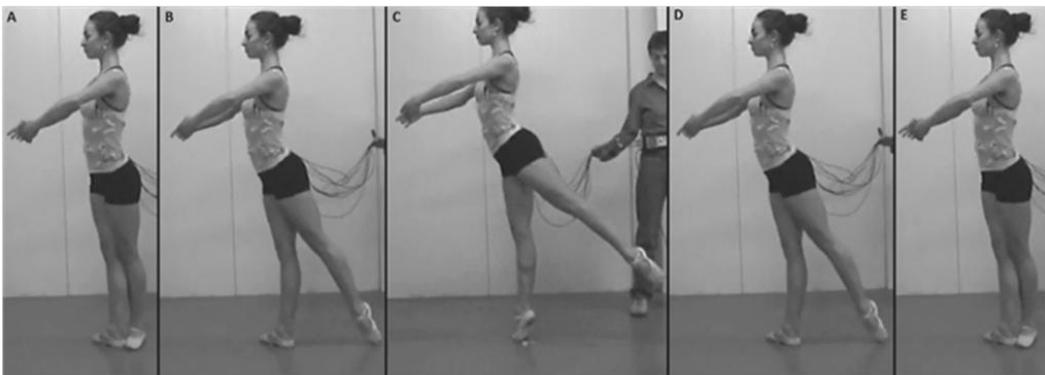


Figura 36. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Arabesque en relevé* (media punta) con brazos en 1ª.

Relevé apoyo bipodal (media punta) (RB). Desde la posición de partida, con los brazos en primera posición de ballet (figura 37A), se realiza una flexión plantar de los tobillos y una ligera aducción de la cadera izquierda para colocar la cabeza de los metatarsos del pie izquierdo detrás de los del pie derecho (figuras 37B y C). La bailarina mantiene el equilibrio en dicha posición durante 6 s (figura

37C), apoyando sólo los antepies (media punta). A continuación, se realizan las acciones contrarias para volver a la posición inicial (figuras 37D y E).

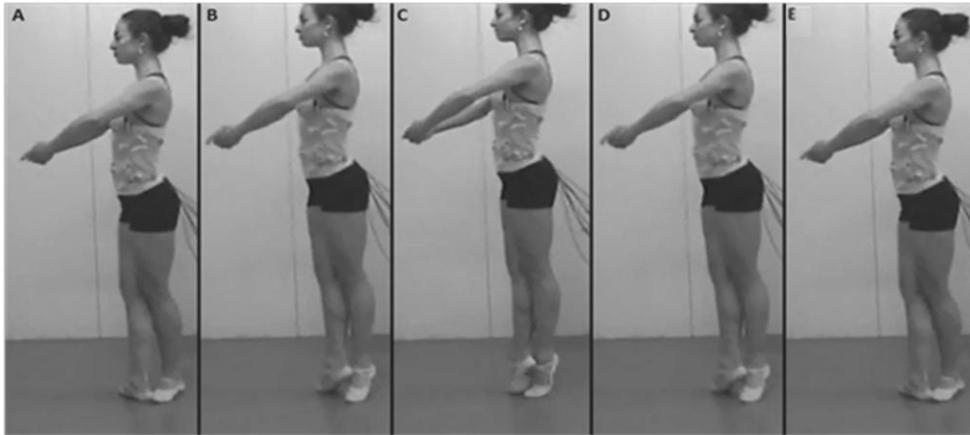


Figura 37. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Relevé* apoyo bipodal (media punta) con brazos en 1ª.

Relevé apoyo monopodal ("cou de pied") (RC). Este gesto es similar al *relevé* apoyo bipodal, pero en la fase central se apoya sólo una pierna (figura 38C). Para ello, se realiza una abducción de la cadera, una flexión de rodilla y una extensión de la punta del pie del lado izquierdo, que se coloca a nivel del tobillo derecho ("*cou de pied*"). En esta posición (figura 38C) la bailarina mantiene el equilibrio durante 6 s apoyando sólo el antepie (media punta). A continuación, se realizan las acciones contrarias para volver a la posición inicial (figuras 38D y E).

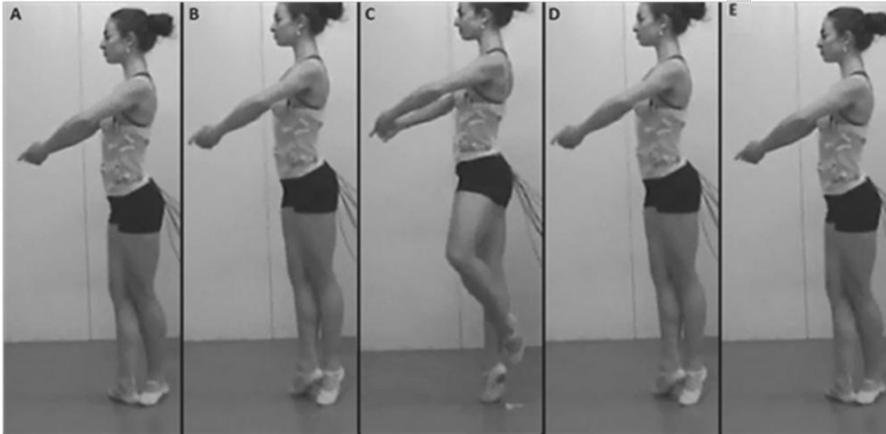


Figura 38. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Relevé* apoyo monopodal ("*cou de pied*") con brazos en 1ª.

Port de bras derecha (PBD). Desde la posición de partida, con los brazos en sexta posición de ballet (figura 39A), se realiza una rotación del tórax hacia la derecha con abducción horizontal del hombro izquierdo (se abren los brazos a segunda posición) (figura 39B), seguido de una flexión de las caderas (figura 39C) y posteriormente de la columna lumbar (figura 39D). Al mismo tiempo, se aproximan ambos brazos de forma que se acercan a quinta posición de ballet mientras rota y se inclina el torso a la izquierda ("*cambré de côté*"), pasando por la línea media del cuerpo (figura 39E), y se extiende la cadera y el raquis lumbar llevando el brazo derecho a quinta posición y brazo izquierdo a segunda (tercera posición de brazos para la escuela francesa) (figura 39F). Posteriormente, tras pasar el tronco por la línea media del cuerpo con hiperextensión del raquis y de los hombros ("*cambré*") (figura 39G), se inclina el torso hacia la derecha (ligero "*cambré de côté*") y se vuelve a erguir para recuperar la posición inicial, al tiempo que se aproxima el brazo derecho y se flexiona el izquierdo, recuperando la sexta posición de brazos (figura 39H). Todas las fases descritas anteriormente se realizan de forma continua y fluida.



Figura 39. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Port de bras* derecha.

Port de bras izquierda-derecha (PBI). Este gesto tiene el mismo inicio que el anterior, pero a partir del fotograma B de la figura 40 el gesto parte en sentido opuesto.

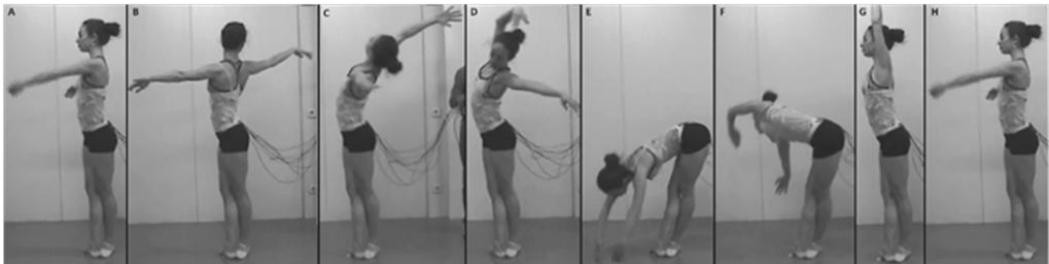


Figura 40. Secuencia de fotogramas de una bailarina realizando un *Port de bras* izquierda.

4.1.4. Procedimiento

Los registros de los datos electromiográficos se llevaron a cabo en el Conservatorio Superior de Danza de Valencia. A la llegada de las participantes se les informó de las características y objetivos del estudio y posteriormente cumplieron el informe de consentimiento informado. A continuación se registró la edad, la masa y la altura de cada participante.

Antes del registro EMG, las bailarinas dispusieron de un periodo de práctica y familiarización con las tareas de características similares al presentado en el estudio de danza del vientre.

En cada una de las tareas se realizaron cinco repeticiones de manera continua. La duración de cada repetición fue de 6 s para las tareas *Croisé* y *Grand Plié* con brazos en primera, segunda y en quinta posición; para el resto de

tareas fue de 8 s. La cadencia de la ejecución se marcó con un metrónomo programado a un golpe por segundo.

Las tareas ejecutadas por las bailarinas fueron grabadas con una cámara de video Canon® miniDV. Tras el registro de los datos electromiográficos, cada tarea fue inspeccionada visualmente por un investigador para verificar su correcta ejecución técnica.

Todas las tareas se realizaron en una única sesión de registro y en orden aleatorio para evitar que este factor condicionara los resultados.

4.1.5. Tratamiento de datos

Las señales EMG fueron revisadas para eliminar aquellas que presentaban artefactos u otros problemas técnicos y posteriormente rectificadas (rectificado de onda completa), suavizadas mediante el promedio de los datos cada 0.1 s (Software MegaWin 3.1, Mega Electronics, Ltd., Kuopio, Finland) y normalizadas respecto a los valores EMG máximos obtenidos en las MVCs.

4.1.5.1. Cálculo de variables

Al igual que en el estudio de danza del vientre, para el análisis de la intensidad de contracción de los músculos del tronco, se calculó el promedio de la EMG normalizada de las tres repeticiones centrales de cada una de las tareas en los diferentes músculos y participantes. Se realizó una prueba t para muestras relacionadas para comparar la activación muscular entre el lado derecho e izquierdo del tronco. Al encontrar diferencias entre lados ($p < 0.05$), no se pudo promediar la amplitud de la EMG normalizada del lado derecho e izquierdo para cada músculo, de tal manera que fueron ocho los músculos utilizados para analizar la participación muscular del tronco (RAD, RAI, OED_m, OEI_m, OID, OII, ESD_{L3} y ESI_{L3}) durante la ejecución de las diferentes tareas.

En este estudio, la variable dependiente fue el porcentaje medio de la actividad electromiografía en cada músculo y tarea. En todas las comparaciones se utilizaron dos variables independientes: el tipo de tarea (con 16 niveles: GP1^a,

GP2^a, GP5^a, C, TD, TI, JD, JI, FD, FI, A, RA, RB, RC, PBD y PBI) y el músculo analizado (con 8 niveles: RAD, RAI, OED_m, OEI_m, OID, OII, ESD_{L3} y ESI_{L3}).

4.1.6. Análisis estadístico

El test de Kolmogorov-Smirnov constató la normalidad de las variables del estudio.

Para determinar la fiabilidad relativa y absoluta de las medidas se utilizó el mismo análisis estadístico utilizado en el estudio de danza del vientre.

El test de análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores (tarea*músculo) de medidas repetidas, con el test de Bonferroni como prueba post-hoc, se utilizó para determinar la existencia de diferencias en la amplitud de la EMG normalizada entre músculos y entre tareas.

Para el análisis estadístico de los datos se utilizó el paquete PASW Statistics para Windows, versión 18.0 (SPSS Inc, Chicago, EEUU). Para todos los análisis se estableció un nivel de significación de 0.05.

4.2. RESULTADOS

4.2.1. Validación del método

La prueba de Kolmogorov-Smirnov constató que la muestra objeto de estudio se distribuye de manera normal en las diferentes variables analizadas. La tablas 7 y 8 muestran los valores de fiabilidad absoluta y relativa, respectivamente. En los datos del porcentaje de ET (tabla 7), el 91% de las variables muestran una fiabilidad alta o aceptable. Asimismo, en el CCI (tabla 8), el 98% de los valores revelan una fiabilidad excelente o alta. Al igual que en el estudio de danza del vientre, la mayoría de las variables poco fiables no fueron tenidas en cuenta para la discusión de los resultados.

Tabla 7. Porcentaje del error típico (ET) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos.

	EMG							
	RAD	OED _m	OID	ESD _{L3}	RAI	OEI _m	OII	ESI _{L3}
<i>G.Plié 1ª</i>	7.06	12.66	26.05	7.61	6.83	5.70	15.38	7.84
<i>G.Plié 2ª</i>	6.37	9.21	10.19	4.81	6.12	9.07	7.35	6.61
<i>G.Plié 5ª</i>	10.18	15.79	18.40	7.53	9.89	10.48	9.85	9.30
<i>Croisé</i>	11.61	12.19	18.71	5.52	12.00	9.64	16.25	7.89
<i>Tendu derecha</i>	6.92	8.00	18.93	4.86	4.44	8.69	7.51	5.37
<i>Tendu izquierda</i>	3.80	4.51	9.33	3.04	3.91	6.30	10.22	2.63
<i>Jeté derecha</i>	4.86	8.29	10.94	4.83	6.37	8.73	9.63	5.81
<i>Jeté izquierda</i>	5.82	5.95	12.29	6.71	4.87	7.28	6.96	5.30
<i>Fondu derecha</i>	22.53	17.14	13.18	11.25	25.61	33.20	13.57	17.23
<i>Fondu izquierda</i>	5.41	7.03	8.66	7.45	7.33	10.72	7.94	4.71
<i>Arabesque</i>	4.66	7.96	7.17	5.52	7.68	8.44	13.78	6.70
<i>Relevé Arabesque</i>	21.13	11.90	13.57	21.70	18.01	14.73	12.07	16.31
<i>Relevé bipodal</i>	9.10	15.44	21.62	11.22	13.21	13.61	12.58	12.93
<i>Relevé cou de pied</i>	24.83	14.83	17.12	16.75	20.38	22.41	13.24	11.84
<i>Port de Bras derecha</i>	4.57	5.12	7.86	6.86	11.62	4.96	7.82	7.38
<i>Port de Bras izquierda</i>	15.13	17.15	8.66	15.22	22.01	10.71	15.85	9.50

Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESI_{L3}, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

Tabla 8. Coeficientes de correlación intraclase (CCI_{2,1}) entre las 3 repeticiones seleccionadas de cada tarea para la media de la señal electromiografía normalizada (EMG) de los diferentes músculos.

	EMG							
	RAD	OED _m	OID	ESD _{L3}	RAI	OEI _m	OII	ESI _{L3}
<i>G.Plié 1^a</i>	0.98	0.96	0.86	0.97	0.93	0.95	0.87	0.98
<i>G.Plié 2^a</i>	0.98	0.98	0.95	0.97	0.97	0.95	0.91	0.99
<i>G.Plié 5^a</i>	0.97	0.93	0.91	0.96	0.95	0.89	0.95	0.97
<i>Croisé</i>	0.97	0.98	0.92	0.97	0.95	0.95	0.90	0.98
<i>Tendu derecha</i>	0.98	0.96	0.87	0.99	0.98	0.96	0.95	0.99
<i>Tendu izquierda</i>	0.99	0.94	0.95	0.99	0.99	0.98	0.93	1.00
<i>Jeté derecha</i>	0.99	0.96	0.94	0.99	0.97	0.97	0.91	0.99
<i>Jeté izquierda</i>	0.98	0.96	0.89	0.97	0.98	0.97	0.95	0.98
<i>Fondu derecha</i>	0.84	0.88	0.86	0.90	0.69	0.64	0.84	0.87
<i>Fondu izquierda</i>	0.99	0.99	0.94	0.92	0.97	0.95	0.94	0.98
<i>Arabesque</i>	0.99	0.98	0.95	0.97	0.96	0.96	0.92	0.97
<i>Relevé Arabesque</i>	0.83	0.96	0.78	0.72	0.86	0.91	0.91	0.80
<i>Relevé bipodal</i>	0.97	0.96	0.86	0.94	0.92	0.93	0.89	0.96
<i>Relevé cou de pied</i>	0.83	0.94	0.84	0.81	0.90	0.89	0.94	0.94
<i>Port de Bras derecha</i>	0.98	0.97	0.90	0.95	0.93	0.95	0.93	0.93
<i>Port de Bras izquierda</i>	0.93	0.89	0.95	0.90	0.89	0.85	0.81	0.95

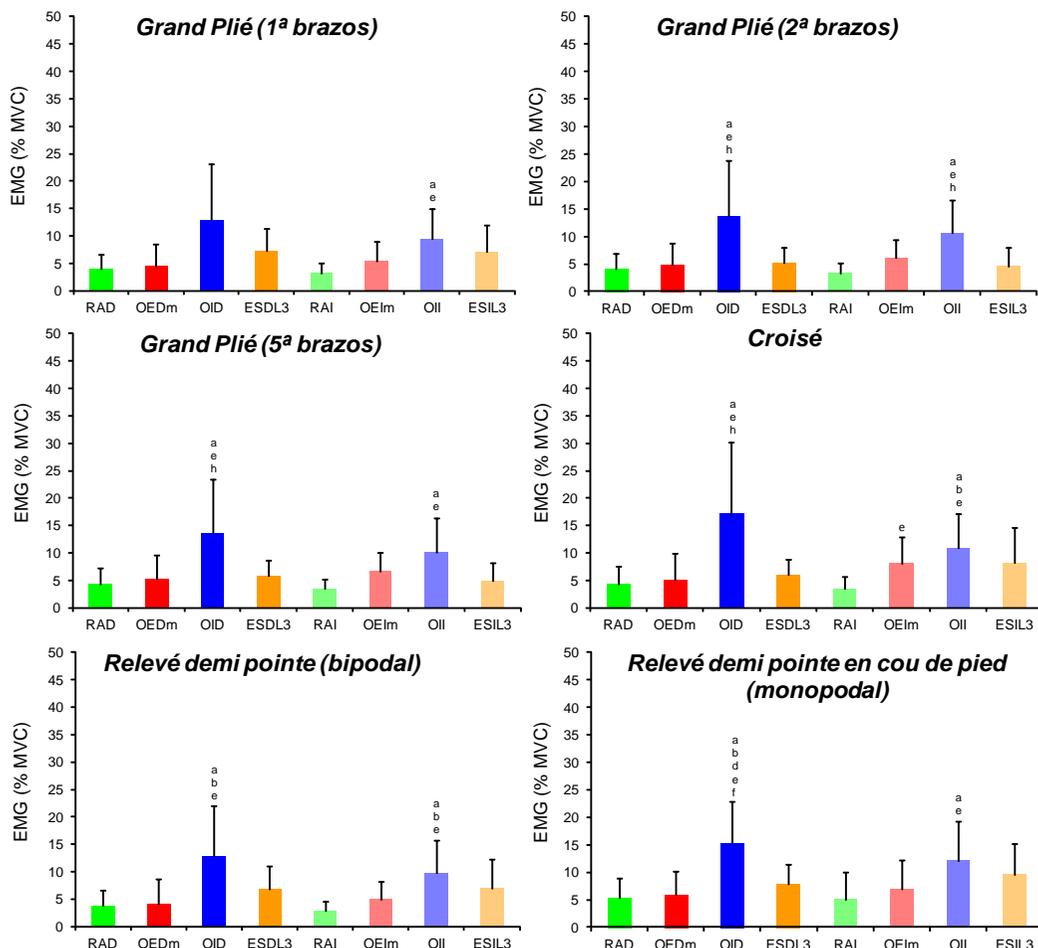
Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESI_{L3}, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

4.2.2. Actividad electromiográfica

A continuación se presentan los resultados de la electromiografía de superficie para las acciones técnicas de la danza clásica (interacción "músculo*tarea": $F = 8.823$; $p < 0.001$). Los resultados obtenidos han sido agrupados en cinco bloques de tareas en función tanto de los patrones de activación muscular observados, como de la existencia o no de movimiento en la región lumbar.

En la figura 41 se presentan las medias de la EMG normalizada de los músculos del tronco durante el *Grand plié* con brazos en primera, en segunda y en quinta posición, el *Croisé*, el *Relevé demi pointe* en apoyo bipodal y el *Relevé demi pointe en cou de pied* (apoyo monopodal). Como se puede observar, durante la realización de las acciones referidas se registraron niveles bajos o moderados de activación media en la mayor parte de los músculos del tronco (3-17% de la MVC). Los mayores niveles de activación se obtuvieron en el oblicuo interno del lado derecho e izquierdo (OID y OII), especialmente en el lado derecho. En la mayoría de los casos las diferencias entre la intensidad de la activación del oblicuo interno y la del recto del abdomen (RAD y RAI) fueron estadísticamente significativas, ya que el RAD y el RAI no alcanzaron niveles medios de activación superiores al 5% de la MVC. Asimismo, en el *Grand Plié* con brazos en segunda y quinta posición, el *Croisé* y el *Relevé demi pointe en cou de pied* se encontraron diferencias significativas entre la activación del oblicuo interno y la porción lumbar del erector espinal, sobre todo en el lado izquierdo (ESI_{L3}). Por último, además de las diferencias encontradas entre el oblicuo interno y otros músculos del tronco, en el *Croisé* se encontraron diferencias entre el OED_m y el RAI.

Figura 41. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Grand plié* con brazos en primera, segunda y quinta posición, *Croisé*, *Relevé demi pointe* en apoyo bipodal y *Relevé demi pointe en cou de pied* (apoyo monopodal).



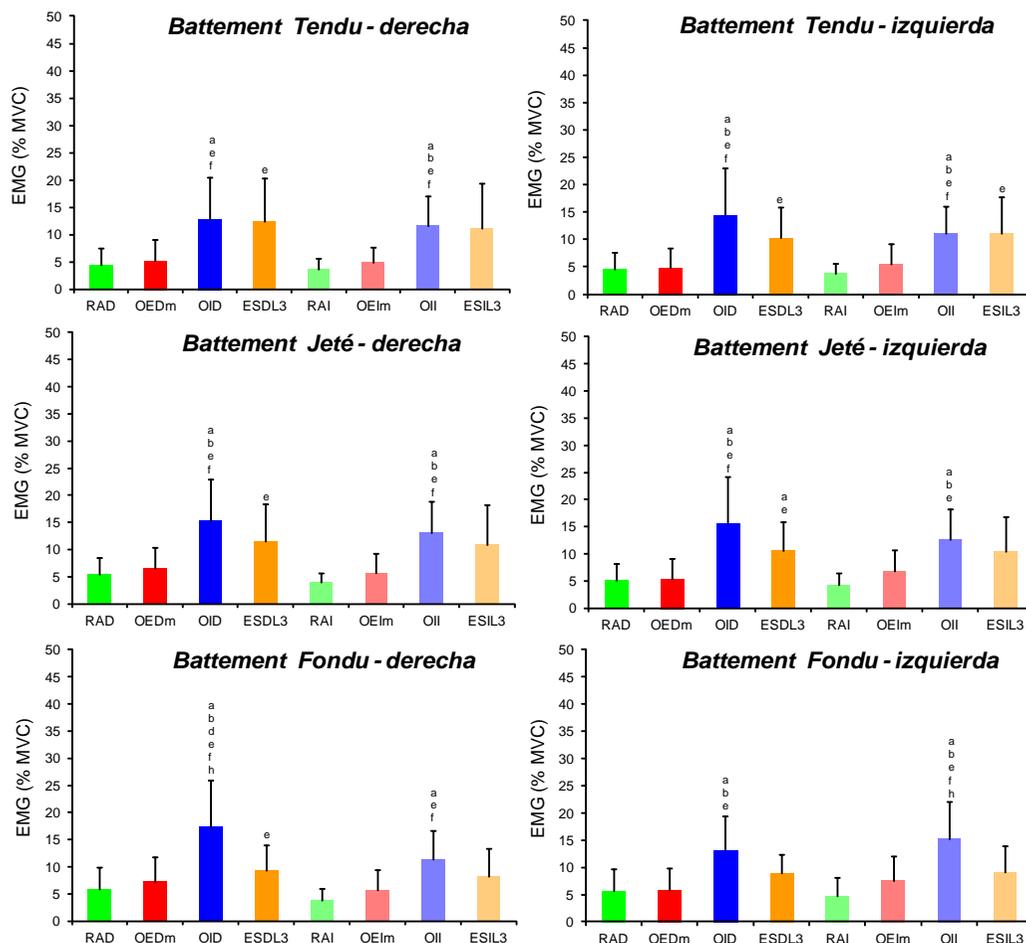
Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESDL₃, porción lumbar del erector espinal derecho; ESIL₃, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

- a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAD.
- b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OED_m.
- c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OID.
- d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESDL₃.
- e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAI.
- f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEI_m.
- g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OII.
- h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESIL₃.

En la figura 42 se presentan las medias de la EMG normalizada de los músculos del tronco durante el *Battement tendu*, el *Battement jeté* y el *Battement*

fondue con pierna derecha e izquierda. Durante el desarrollo de estas tareas también se produjeron niveles de activación media bajos o moderados, aunque ligeramente superiores a los observados en el grupo de tareas anteriores. Asimismo, el oblicuo interno (OID y OII) fue de nuevo el músculo que presentó los mayores niveles de activación muscular, si bien en estas tareas alcanzó mayores diferencias significativas con el recto del abdomen (RAD y RAI) y con el oblicuo externo (OED_m y OEI_m). Destacar que el erector espinal lumbar (ESD_{L3} y ESI_{L3}) fue el segundo músculo en cuanto a niveles de activación, alcanzando en algunos casos diferencias significativas con el recto del abdomen.

Figura 42. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Battement tendu*, *Battement jeté* y *Battement fondu* con pierna derecha e izquierda.



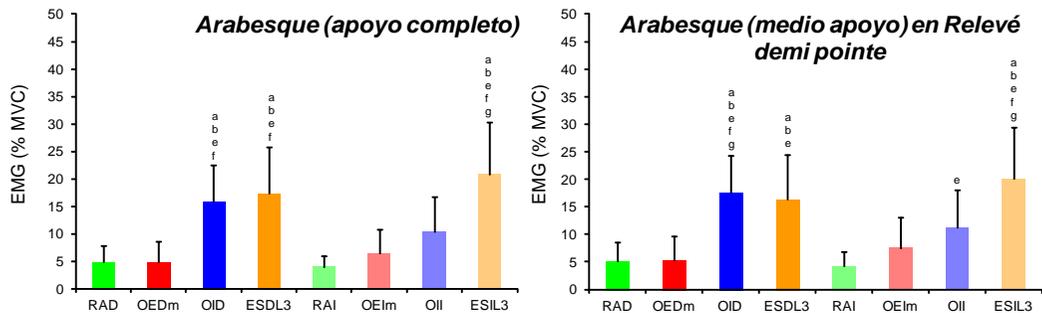
Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESIL₃, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

- a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAD.
- b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OED_m.
- c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OID.
- d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESD_{L3}.
- e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAI.
- f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEI_m.
- g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OII.
- h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESIL₃.

En la figura 43 se presentan las medias de la EMG normalizada de los músculos del tronco durante el *Arabesque* (apoyo completo) y el *Arabesque en relevé demi pointe* (medio apoyo, media punta). A diferencia de las tareas

analizadas en los párrafos anteriores, en este caso el erector espinal lumbar (especialmente el ESI_{L3}) alcanzó los niveles más elevados de activación muscular. No obstante el oblicuo interno, sobre todo el OID, también fue uno de los músculos más destacados en ambas acciones, alcanzando diferencias significativas con el recto del abdomen y el oblicuo externo.

Figura 43. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Arabesque* (apoyo completo) y *Arabesque en relevé demi pointe* (media punta, medio apoyo).

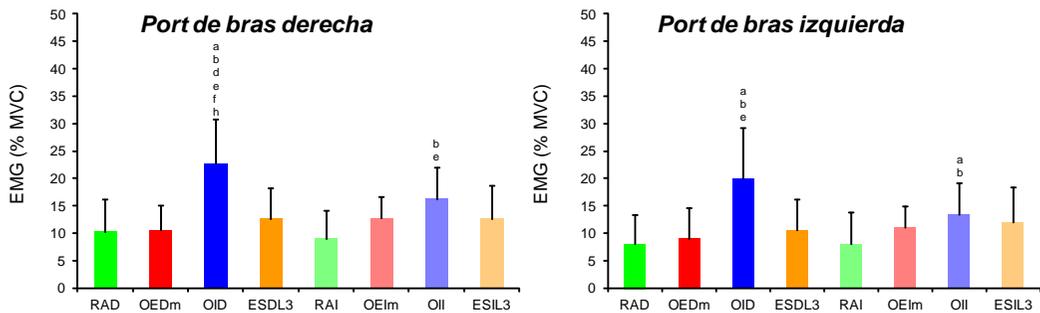


Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEl_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESDL₃, porción lumbar del erector espinal derecho; ESIL₃, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

- a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAD.
- b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OED_m.
- c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OID.
- d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESDL₃.
- e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAI.
- f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEl_m.
- g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OII.
- h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESIL₃.

Por último, la figura 44 muestra la activación eléctrica de los músculos del tronco durante el *Port de bras* derecha y el *Port de bras* izquierda. Los *Port de bras* se diferencian de las tareas presentadas en las gráficas anteriores por la existencia de movimiento en el raquis lumbar. En cuanto al patrón de activación muscular, el OID alcanzó los mayores niveles de activación media (20-23% de la MVC), destacando las diferencias significativas entre este músculo y el resto de músculos en el *Port de bras* derecha (excepto el OII). Los niveles de activación alcanzados por el recto del abdomen, el oblicuo externo y el erector espinal lumbar fueron muy similares entre sí, por lo que no se lograron diferencias significativas entre los músculos referidos.

Figura 44. Media y desviación estándar de la electromiografía normalizada de las tareas *Port de bras* hacia la derecha y *Port de bras* hacia la izquierda.



Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo; ESDL₃, porción lumbar del erector espinal derecho; ESIL₃, porción lumbar del erector espinal izquierdo.

- a indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAD.
- b indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OED_m.
- c indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OID.
- d indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESDL₃.
- e indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a RAI.
- f indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OEI_m.
- g indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a OII.
- h indica diferencias significativas ($p < 0.05$) respecto a ESIL₃.

Con relación a la comparación de la actividad electromiográfica de cada músculo entre las tareas (tablas 9 y 10), se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en todos los músculos (RAD, RAI, OED_m, OEI_m, OID, OII, ESDL₃, ESIL₃). Como se observa en la tabla 9, el RAD y el RAI mostraron diferencias significativas entre el *Port de bras* derecha y la mayoría de las tareas de danza clásica, excepto el *Battement fondu* con pierna derecha, *Battement fondu* con pierna izquierda, el *Relevé demi pointe en cou de pied* en apoyo unipodal y el *Port de bras* izquierda. Asimismo, el RAD también mostró diferencias significativas entre el *Port de bras* izquierda y la mayoría de tareas, excepto el *Battement fondu* con pierna derecha, el *Battement fondu* con pierna izquierda, el *Relevé demi pointe en cou de pied* en apoyo unipodal y el *Port de bras* derecha. Igualmente, en el oblicuo externo (OED_m y OEI_m) también se obtuvieron diferencias significativas entre los *Port de bras* derecha e izquierda y muchas de las tareas analizadas (tabla 9).

En cuanto al erector espinal (ESD_{L3} y ESI_{L3}), se obtuvieron una gran cantidad de diferencias significativas entre tareas (tabla 10), destacando sobre todo los niveles de activación alcanzados en el *Arabesque* (apoyo completo) y en el *Arabesque en relevé demi pointe*. La activación en estas tareas fue significativamente mayor que durante la mayoría del resto de acciones de danza clásica (tabla 10). Por otro lado, el oblicuo interno (OID y OII) fue el músculo que mostró menores diferencias entre tareas, destacando las diferencias encontradas en el OID entre el *Port de bras* derecha y otras seis tareas (tabla 10).

Tabla 9. Diferencias significativas entre las medias de la electromiografía normalizada de las diferentes tareas de danza clásica para los músculos recto y oblicuo externo del abdomen.

		RAD																	
		GP1 ^a	GP2 ^a	GP5 ^a	C	TD	TI	JD	JI	FD	FI	A	RA	RB	RC	PBD	PBI		
RAI	GP1 ^a							>	>							>	>	GP1 ^a	
	GP2 ^a															>	>	GP2 ^a	
	GP5 ^a															>	>	GP5 ^a	
	C	>														>	>	C	
	TD															>	>	TD	
	TI	>														>	>	TI	
	JD	>													<	>	>	JD	
	JI	>														>	>	JI	
	FD																		FD
	FI																		FI
	A															>	>	A	
	RA															>	>	RA	
	RB								<	<	<		<			>	>	RB	
	RC																		RC
PBD	>	>	>	>	>	>	>	>	>	>		>	>	>				PBD	
PBI	>										>				>			PBI	

		OEDm																	
		GP1 ^a	GP2 ^a	GP5 ^a	C	TD	TI	JD	JI	FD	FI	A	RA	RB	RC	PBD	PBI		
OEIm	GP1 ^a							>		>						>	>	GP1 ^a	
	GP2 ^a							>								>	>	GP2 ^a	
	GP5 ^a															>	>	GP5 ^a	
	C															>	>	C	
	TD								>							>	>	TD	
	TI								>							>	>	TI	
	JD													<	<	>	>	JD	
	JI								>							>	>	JI	
	FD														<				FD
	FI	>														>	>	FI	
	A																		A
	RA																		RA
	RB																		RB
	RC															>			RC
PBD	>	>	>		>	>	>	>	>	>	>	>	>	>	>			PBD	
PBI	>	>	>		>	>	>	>	>	>	>	>	>	>				PBI	

El símbolo mayor que (>) indica que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente mayor ($p < 0.05$) que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. El símbolo menor que (<) indica que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente menor ($p < 0.05$) que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. Abreviatura muscular: RAD, recto del abdomen derecho; RAI, recto del abdomen izquierdo; OED_m, oblicuo externo medial derecho; OEI_m, oblicuo externo medial izquierdo. Nomenclatura de las tareas: GP1^a, *Grand plié* con brazos en primera; GP2^a, *Grand plié* con brazos en segunda; GP5^a, *Grand plié* con brazos en quinta; C, *Croisé*; TD, *Battement tendu* con pierna derecha; TI, *Battement tendu* con pierna izquierda; JD, *Battement jeté* con pierna derecha; JI, *Battement jeté* con pierna izquierda; FD, *Battement fondu* con pierna derecha; FI, *Battement fondu* con pierna izquierda; A, *Arabesque* (apoyo completo); RA, *Arabesque en relevé demi pointe*; RB, *Relevé demi pointe* en apoyo bipodal; RC, *Relevé demi pointe en cou de pied* en apoyo unipodal; PBD, *Port de bras* hacia la derecha; y PBI, *Port de bras* hacia la izquierda.

Tabla 10. Diferencias significativas entre las medias de la electromiografía normalizada de las diferentes tareas de danza clásica para los músculos oblicuo interno del abdomen y erector espinal.

		ESD _{L3}																	
		GP1 ^a	GP2 ^a	GP5 ^a	C	TD	TI	JD	JI	FD	FI	A	RA	RB	RC	PBD	PBI		
ESL ₃	GP1 ^a											>	>			>		GP1 ^a	
	GP2 ^a	>							>		>	>	>			>		GP2 ^a	
	GP5 ^a	>										>	>			>		GP5 ^a	
	C								>			>	>				>	C	
	TD											>		>				TD	
	TI		>	>	>							>	>					TI	
	JD				>							>	>	<				JD	
	JI		>	>	>							>	>	<				JI	
	FD		>	>								>	>	<			>	FD	
	FI		>	>								>	>				>	FI	
	A	>	>		>	>	>	>	>	>	>			<	<			A	
	RA	>	>		>	>	>	>	>	>	>			<	<			RA	
	RB						<	<	<		<						>	RB	
	RC		>	>								<	<				>	RC	
	PBD	>	>	>						>		>	>	>				PBD	
	PBI		>	>								>	>	>				PBI	

		OID																	
		GP1 ^a	GP2 ^a	GP5 ^a	C	TD	TI	JD	JI	FD	FI	A	RA	RB	RC	PBD	PBI		
OII	GP1 ^a																	GP1 ^a	
	GP2 ^a																	GP2 ^a	
	GP5 ^a																>	GP5 ^a	
	C																	C	
	TD							>									>	TD	
	TI																>	TI	
	JD	>															>	JD	
	JI																	JI	
	FD																	FD	
	FI																>	FI	
	A																	A	
	RA																	RA	
	RB																>	RB	
	RC																	RC	
	PBD														>			PBD	
	PBI																	PBI	

El símbolo mayor que (>) indica que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente mayor ($p < 0.05$) que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. El símbolo menor que (<) indica que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la columna de la izquierda es significativamente menor ($p < 0.05$) que el nivel de activación muscular de la tarea que aparece en la fila superior. Abreviatura muscular: ESD_{L3}, porción lumbar del erector espinal derecho; ESL₃, porción lumbar del erector espinal izquierdo; OID, oblicuo interno derecho; OII, oblicuo interno izquierdo. Nomenclatura de las tareas: GP1^a, *Grand plié* con brazos en primera; GP2^a, *Grand plié* con brazos en segunda; GP5^a, *Grand plié* con brazos en quinta; C, *Croisé*; TD, *Battement tendu* con pierna derecha; TI, *Battement tendu* con pierna izquierda; JD, *Battement jeté* con pierna derecha; JI, *Battement jeté* con pierna izquierda; FD, *Battement fondu* con pierna derecha; FI, *Battement fondu* con pierna izquierda; A, *Arabesque* (apoyo completo); RA, *Arabesque en relevé demi pointe*; RB, *Relevé demi pointe* en apoyo bipodal; RC, *Relevé demi pointe en cou de pied* en apoyo unipodal; PBD, *Port de bras* hacia la derecha; y PBI, *Port de bras* hacia la izquierda.

4.3. DISCUSIÓN

En muchos movimientos de danza, el raquis y la pelvis permanecen en posición neutra mientras los miembros superiores e inferiores realizan múltiples movimientos. En este sentido, se considera que muchas de las habilidades técnicas realizadas en danza deben partir de un adecuado control postural de raquis y pelvis y una correcta activación de la musculatura del tronco (Ambegaonkar, et al., 2012; Batson, 2010a; Batson, 2010b). Sin embargo, en la literatura científica existen muy pocos estudios que hayan analizado la respuesta de los músculos del tronco durante la ejecución de diferentes movimientos o posturas específicas de danza (Chatfield, et al., 2007; Moreside, et al., 2007; Vera-Garcia, et al., 2011), ya que como se ha comentado en varias ocasiones la mayoría de los estudios electromiográficos han centrado su atención en la musculatura de las extremidades.

En este estudio, se ha registrado bilateralmente la actividad electromiográfica de cuatro músculos del tronco (recto del abdomen, oblicuo externo, oblicuo interno y erector espinal) durante la ejecución de diversos gestos técnicos de danza clásica. El objetivo principal fue analizar la actividad electromiográfica de los músculos del tronco durante la realización de los gestos referidos, los cuales requieren un gran control postural del tronco, ya que (con la excepción de las tareas de *Port de bras*) durante su ejecución las bailarinas deben mover las extremidades mientras mantienen el tronco estable con el raquis y la pelvis en posición neutra.

Al igual que en el estudio de danza del vientre, el análisis de los CCI y de los ET de la medida sugiere que, en general, la activación de los músculos del tronco fue muy consistente a lo largo de las diferentes repeticiones realizadas en cada gesto técnico. Esta consistencia en la activación muscular refleja el gran control de la acción y el elevado nivel de destreza de las bailarinas seleccionadas para el estudio. Asimismo, la consistencia de los datos electromiográficos muestra la fiabilidad absoluta y relativa de las medidas realizadas en este protocolo.

Por otra parte, los resultados obtenidos han permitido comprobar que para la realización de las tareas seleccionadas, según las condiciones de laboratorio en las que se ha desarrollado la investigación, se requieren niveles de activación de la musculatura del tronco bajos o moderados (en general, inferiores al 20% de la MVC). Estos datos sugieren que no es necesario generar niveles de activación elevados para garantizar la estabilidad del raquis durante la ejecución de estas tareas. De forma similar, estudios previos han demostrado que niveles de activación bajos o moderados pueden ser suficientes para estabilizar el raquis en la mayoría de las acciones de la vida cotidiana (Brown, et al., 2006; Cholewicki & McGill, 1996; Vera-Garcia, et al., 2006), donde por el contrario es necesario activar la musculatura en el momento oportuno ("timing") y de forma coordinada (Brown, et al., 2006; McGill, et al., 2003).

Como muestra la figura 41, en el *Grand Plié* con brazos en primera, segunda y quinta posición, el *Croisé*, el *Relevé demi pointe en apoyo bipodal* y el *Relevé demi pointe en cou de pied* se observó un patrón de activación muscular donde el oblicuo interno, especialmente el del lado derecho, mostró mayores niveles de activación que los músculos superficiales del abdomen (recto del abdomen y oblicuo externo), e incluso mayores que los registrados en el erector espinal, músculo antigravitatorio que mantiene la lordosis lumbar y el raquis erecto en bipedestación. Posiblemente, este patrón de activación fue necesario para garantizar la estabilidad del raquis ante el movimiento de los miembros inferiores. En este sentido, como se ha comentado en la introducción, diversos estudios electromiográficos (Hodges, et al., 1999; Hodges & Richardson, 1997) han demostrado que los músculos del tronco se activan para estabilizar el raquis en previsión del movimiento de las extremidades. Entre las tareas referidas destaca el *Relevé demi pointe en cou de pied*, ya que las bailarinas debían mantener el equilibrio en una situación más inestable, es decir, en apoyo monopodal en media punta (*demi pointe*). Cabe destacar que de entre este grupo de tareas, el *Relevé demi pointe en cou de pied* fue la tarea donde se encontraron las mayores diferencias entre el oblicuo interno y el resto de músculos del tronco.

En las tareas *Battement tendu*, *Battement jeté* y *Battement fondu* (figura 42) se registró un patrón de activación similar al observado en las tareas anteriores, destacando de nuevo los niveles de activación eléctrica del oblicuo interno (OID: 13-17% de la MVC; OII: 11-15% de la MVC), superiores principalmente a los obtenidos por los músculos recto del abdomen y oblicuo externo. No obstante, a diferencia con el *Grand plié* con brazos en primera, segunda y quinta posición, el *Croisé*, el *Relevé demi pointe en apoyo bipodal* y el *Relevé demi pointe en cou de pied* (figura 41), en las tareas de *Battement* destacaron también los niveles de activación del erector espinal (ESD_{L3} : 9-12% de la MVC; ESI_{L3} : 8-11% de la MVC), los cuales alcanzaron diferencias significativas respecto a los registrados en el RAI. Esta mayor activación en el erector espinal en las tareas de *Battement* puede estar relacionada con las fases de extensión de cadera en estas tareas, durante las cuales las participantes intentaban incrementar el desplazamiento y elevación del miembro inferior mediante un movimiento compensatorio de hiperextensión del raquis lumbar (figura 34F).

Al comparar entre las diferentes tareas del grupo de *Battement*, las mayores diferencias en los niveles medios de activación eléctrica entre el oblicuo interno y el resto de músculos del tronco se registraron en el *Battement fondu* (figura 42), posiblemente porque ésta es la tarea más compleja de este grupo. En este sentido, mientras en el *Battement tendu* los movimientos de flexión, extensión y separación de cadera se realizaron deslizando el pie sobre el suelo, quedando la punta del pie en contacto con el suelo, y en el *Battement jeté* se deslizó el pie por el suelo hasta que las puntas de los dedos se separaron unos centímetros de éste, en el *Battement fondu* la pierna libre no se apoyó en el suelo en ningún momento.

Tanto en el grupo de tareas de *Grand plié*, *Croisé* y *Relevé* como en las tareas de *Battement*, el movimiento de los miembros inferiores somete al tronco a perturbaciones en diferentes direcciones y sentidos que retan el control neuromuscular de la estabilidad del tronco. Sin embargo, en las tareas de *Battement* las bailarinas deben controlar la estabilidad del tronco en apoyo

monopodal, lo que supone un reto importante para el sistema de control motor y justifica que en las tareas referidas se registraran niveles de activación ligeramente superiores a los obtenidos durante el grupo de tareas de *Grand plié*, *Croisé* y *Relevé* (tablas 9 y 10).

Como se muestra en la figura 43, en el *Arabesque* (apoyo completo) y el *Arabesque en Relevé demi pointe* (medio apoyo, media punta) destacan de nuevo los niveles de activación del oblicuo interno (OID: 16-18% de la MVC; OII: 10-11% de la MVC), pero sobre todo los alcanzados por el erector espinal (ESD_{L3} : 16-17% de la MVC; ESI_{L3} : 20-21% de la MVC), superiores a la mayoría de los obtenidos en el resto de acciones de danza clásica (tabla 10). La activación del erector espinal muestra el papel que desempeña la musculatura erectora como responsable de la extensión de la columna lumbar (Vera-García, et al., 2011), así como su participación en la anteversión de la pelvis durante estas tareas, acentuando la lordosis lumbar (figuras 35C y 36C). En este sentido, es posible que la anteversión de la pelvis, facilitada también por el bajo nivel de activación de la musculatura antagonista (concretamente del recto del abdomen y el oblicuo externo), favoreciera la elevación de la pierna libre hasta la posición requerida por los investigadores durante los registros, especialmente en aquellas bailarinas con menor flexibilidad en los músculos flexores de la cadera (sobre todo el psoas ilíaco). De entre los dos músculos erectores analizados, sobresale el nivel medio de activación del ESI_{L3} (20-21% de la MVC), debido posiblemente a que la pierna libre que se movilizó (extensión de cadera) fue la izquierda. En relación con los niveles de activación alcanzados por el OID, de nuevo es necesario destacar el papel del oblicuo interno en el control de la pelvis (Vera-García, et al., 2011). El OID es un rotador contralateral de la pelvis, por lo que su activación pudo rotar la parte inferior del tronco hacia la izquierda, siendo uno de los factores que facilitó la elevación de la pierna izquierda durante estas tareas (figuras 35C y 36C).

Las acciones de *Port de bras*, a diferencia del resto de tareas, implicaron movimientos del raquis de gran amplitud (rotación, extensión-flexión e inclinación), así como el movimiento de los miembros superiores. Aunque estas

diferencias dificultan las comparaciones entre tareas, los niveles de activación de los músculos del tronco en los *Port de bras derecha* e *izquierda* fueron significativamente superiores a los obtenidos en el resto de acciones de danza clásica (tablas 9 y 10). Por otro lado, en relación con la comparación entre músculos (figura 44), los resultados fueron similares a los obtenidos en el resto de tareas, ya que el patrón de activación muscular en las acciones de *Port de bras* se caracterizó por la mayor activación del oblicuo interno, sobre todo del OID (20-23% de la MVC), alcanzando diferencias significativas con el resto de músculos en el *Port de bras derecha*.

Como se desprende de los párrafos anteriores, uno de los resultados más relevantes de este estudio es el papel destacado del oblicuo interno en todas las tareas analizadas. Como indican tanto estos resultados como los obtenidos en el estudio de danza del vientre, el oblicuo interno parece un músculo fundamental para el control de la pelvis, lo que corrobora los resultados de estudios previos (Vera-Garcia, et al., 2011).

Es interesante resaltar que al comparar entre tareas (tablas 9 y 10), el oblicuo interno (OID y OII) fue el músculo que mostró menos variaciones entre las diferentes acciones analizadas, destacando sólo las diferencias encontradas en el OID entre *el Port de bras derecha* y otras seis tareas (tabla 10). Esto muestra un comportamiento tónico del músculo, que alcanzó niveles de activación similares independientemente de la tarea analizada. Posiblemente, teniendo en cuenta que en la mayoría de los gestos técnicos las bailarinas debían controlar la postura del tronco ante el movimiento de los miembros inferiores, las fibras del oblicuo interno en el lugar de colocación de los electrodos se activaron principalmente para incrementar la rigidez de la pelvis y contribuir de este modo al control de la estabilidad del tronco (Brown, et al., 2006; Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki, et al., 1999a; Cholewicki, et al., 1999b; Gardner-Morse & Stokes, 1998; Gardner-Morse & Stokes, 2001).

Otro aspecto a destacar es que en todas las tareas analizadas, la actividad electromiográfica del OID fuera ligeramente superior que la del OII,

aunque las diferencias sólo fueron significativas en el *Arabesque en relevé demi pointe*. Por el contrario, en el oblicuo externo se alcanzaron valores ligeramente superiores en el lado izquierdo en comparación con el derecho en la mayoría de las tareas (con la excepción principalmente de las tareas de *Battement* derecha). Estos resultados, aunque no significativos, parecen indicar que en las tareas de danza clásica analizadas se activaron principalmente los músculos encargados de rotar el tórax hacia la derecha y/o la pelvis hacia la izquierda (OID y OEI) (Vera-Garcia, et al., 2011). Aunque es complejo determinar claramente el origen de estos resultados, posiblemente se debieron a un aspecto común en la ejecución de todas las tareas, es decir, a la pose inicial en 5ª de pies con pie derecho delante (ver por ejemplo las figuras 28A y 31A). En esta posición, la colocación adelantada del pie derecho (con la cadera en rotación externa) pudo generar un momento torsor en el tronco que debió ser compensado por la activación coordinada de los músculos OID y OEI.



DISCUSIÓN GENERAL

5. DISCUSIÓN GENERAL

En esta tesis doctoral se han realizado dos estudios sobre la participación de los músculos del tronco en gestos técnicos de dos formas de danza que requieren de un gran control del tronco, pero que presentan características mecánicas muy diferentes. Así, en el estudio de danza del vientre se han analizado tareas que implican acciones dinámicas del tronco donde la pelvis y el tórax se desplazan (generalmente de forma disociada) a lo largo de trayectorias diversas. Por el contrario, en el estudio de danza clásica se han analizado principalmente tareas donde las bailarinas tienen que controlar la postura del tronco ante el movimiento de las extremidades.

En ambos estudios se han obtenido buenos valores de fiabilidad relativa (CCI) y absoluta (ET) para las medidas electromiográficas y cinemáticas realizadas, lo que facilita el análisis de los resultados obtenidos. Asimismo, estos datos apoyan la primera de las hipótesis de la tesis doctoral, ya que ponen de manifiesto el control y la destreza de las participantes durante la ejecución de las diferentes tareas analizadas.

En relación con la segunda y quinta hipótesis de esta tesis doctoral, los datos electromiográficos obtenidos en danza del vientre y danza clásica indican que los niveles medios de activación necesarios para el control del movimiento y la postura del tronco en los gestos técnicos analizados son bajos o moderados. Posiblemente, si se hubieran analizado saltos, desplazamientos muy rápidos, desequilibrios inesperados, etc., o las tareas se hubieran realizado en situación de fatiga muscular, los niveles de activación muscular podrían haber sido mayores. No obstante, los resultados obtenidos en las condiciones de laboratorio en las que se ha desarrollado la investigación confirman los datos obtenidos en estudios anteriores con bailarinas de la danza del vientre (Moreside, et al., 2008; Vera-García, et al., 2011) y son congruentes con los obtenidos en estudios biomecánicos sobre la participación muscular en ejercicios de estabilización del tronco (García-Vaquero, et al., 2012; Vera-García, et al., 2007; Vera-García, et

al., 2015c). En conjunto, los resultados de todos los estudios referidos sugieren que el control del movimiento y/o la postura del tronco generalmente no dependen de la generación de altos niveles de fuerza muscular, sino principalmente de la coordinación de los diferentes músculos involucrados en las tareas.

Uno de los resultados principales de esta tesis doctoral es la destacada participación del oblicuo interno en el control del movimiento y la posición del tronco en todas las tareas analizadas, independientemente del patrón de movimiento o la postura realizada en cada gesto técnico de danza del vientre o danza clásica. Es interesante resaltar que, en contra de la tercera y séptima hipótesis presentadas en la introducción, el oblicuo interno obtuvo valores medios de activación muscular superiores en muchas tareas a los obtenidos por la musculatura erectora del tronco. Esto es especialmente relevante debido a que en posición erecta es necesario generar momentos extensores que contrarresten la acción de la gravedad y a que la activación del oblicuo interno genera fuerzas flexoras. Además, otro aspecto interesante es que la participación del oblicuo interno no dependió fundamentalmente de la dirección del movimiento del tronco en la danza del vientre o de la dirección del movimiento de las extremidades en la danza clásica. Como se indica en la cuarta de las hipótesis de esta tesis doctoral, inicialmente se esperaba que la participación de este músculo fuera mayor en los gestos técnicos donde predominaban los movimientos en los planos horizontal y frontal. Por otro lado, en danza del vientre la participación del oblicuo interno destacó principalmente en aquellas acciones donde se movilizaba preferentemente la pelvis y el tórax permanecía relativamente fijo (Golpeo pelvis abajo y Ocho vertical), corroborando los resultados obtenidos previamente por Vera-García, et al., (2011). En danza clásica, el nivel de activación del oblicuo interno fue similar en la mayoría de las tareas, lo que indica un comportamiento bastante tónico, sin embargo destacó principalmente en las tareas dinámicas de *Port de bras*, que combinan momentos de flexión, rotación e inclinación de tronco, y en las tareas isométricas de tronco más complejas, es decir, aquellas donde se reducía la

base de sustentación en apoyo monopodal (*Relevé demi pointe en cou de pied*) o se combinaba el apoyo monopodal con complejos movimientos de la pierna libre (*Battement fondu*).

Así pues, el oblicuo interno se revela como un músculo muy importante en el control del tronco para los diferentes tipos de danza, sea como movilizador de la pelvis (danza del vientre) o como estabilizador del tronco ante el movimiento de las extremidades (danza clásica). Además, teniendo en cuenta la dirección de sus fibras musculares en el lugar de colocación de los electrodos (perpendicular a la columna vertebral), es posible que la activación de este músculo desempeñe también un papel importante en la contención de las vísceras abdominales en posición erecta (Floyd & Silver, 1950; López-Valenciano, et al., 2013; Vera-Garcia, et al., 2011; Keiichi, 1958). Todo ello, pone de manifiesto la complejidad funcional del oblicuo interno y muestra la necesidad de realizar nuevos estudios que permitan profundizar en el conocimiento de la función de este músculo en diferentes tipos de danza.

Por otro lado, debemos tener en cuenta que los datos obtenidos en el oblicuo interno podrían estar afectados por el procedimiento de normalización de la señal EMG respecto a los valores máximos registrados en las MVCs. En este sentido, como muestra un estudio previo en bailarinas de la danza del vientre (Vera-Garcia, et al., 2010), es complejo conseguir una contracción máxima en el oblicuo interno, ya que no parece existir una técnica de MVC superior a otra para este músculo. De este modo, es posible que los valores de referencia obtenidos durante las MVCs realizadas en nuestro estudio no fueran realmente máximos, sino submáximos, lo que provocaría que los porcentajes de activación calculados respecto a las MVCs fueran más elevados de lo que realmente son (Vera-Garcia, et al., 2010). Para evitar este problema, siguiendo el protocolo descrito por Vera-Garcia, et al., (2010), se realizó un gran número de MVCs con la intención de obtener valores de referencia adecuados. Por otro lado, los datos EMG del oblicuo interno también podrían estar afectados por señal EMG procedente de músculos cercanos (fenómeno conocido como *cross-talk*), sobre todo del

transverso del abdomen. Para reducir estas posibles interferencias o ruidos se utilizó la localización descrita en estudios previos (McGill, et al., 1996).

En relación con el recto del abdomen, a pesar de su importancia tanto para el movimiento (Monfort-Pañego, et al., 2009; Vera-García, et al., 2008; Vera-García, et al., 2000) como para la estabilidad del tronco en el plano sagital (Brown, et al., 2006; Vera-García, et al., 2006; Vera-García, et al., 2007), éste fue el músculo donde se obtuvieron los niveles de activación más bajos en las dos formas de danza estudiadas. Así, los niveles de activación media del recto del abdomen oscilaron entre 6 y 12% de la MVC en danza del vientre y entre 3 y 10% de la MVC en danza clásica. En este último tipo de danza, el recto del abdomen no participa directamente en el mantenimiento del raquis y la pelvis en posición neutra durante las acciones realizadas en posición erecta, sino que es un músculo gravitatorio que tiende a flexionar el tórax sobre la pelvis (o viceversa). En este sentido, si se hubiera activado con mayores niveles de intensidad, hubiera dificultando el control de la postura del tronco. De forma similar, en danza del vientre, el recto del abdomen tampoco tiene un papel destacado, ya que la mayor parte de gestos técnicos se realizan en posición erguida, por lo que una mayor activación de este músculo incrementaría el momento flexor generado por la fuerza peso.

Con el desarrollo de esta tesis doctoral se aporta información importante sobre el control neuromuscular del tronco en la danza. Esta información puede ser útil para mejorar los programas de acondicionamiento físico y técnico del bailarín, lo cual podría llevar a la optimización de su rendimiento y/o a la prevención lesiones. En este sentido, los bajos niveles de activación muscular registrados durante las tareas analizadas sugieren que es más recomendable orientar los programas de acondicionamiento muscular de los bailarines hacia el desarrollo de la coordinación muscular, el control de la estabilidad del tronco y la resistencia muscular, que al desarrollo de la fuerza muscular. Además, aunque es necesario realizar ejercicios para el acondicionamiento de todos los músculos del tronco, teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el oblicuo interno, sería recomendable incidir principalmente en este músculo. No obstante, es

necesario valorar individualmente las necesidades de cada bailarín y de cada forma de danza, así como realizar estudios experimentales que confirmen si estas recomendaciones son correctas.



CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

- I. Los resultados obtenidos en los coeficientes de correlación intraclase y en los porcentajes de error típico muestran una buena fiabilidad absoluta y relativa de las medidas realizadas en la tesis doctoral y resaltan el control y la destreza de las participantes durante la ejecución de los diferentes gestos técnicos analizados.
- II. Los niveles de activación muscular necesarios para controlar el movimiento del tronco en la danza del vientre y la posición del raquis lumbar y la pelvis en la danza clásica fueron bajos o moderados, lo que sugiere que el control del movimiento y/o la postura del tronco no depende de la generación de altos niveles de fuerza muscular, sino principalmente de la coordinación de los diferentes músculos involucrados en las tareas.
- III. En la mayoría de los gestos técnicos analizados en danza del vientre y danza clásica, los mayores niveles de activación muscular se obtuvieron en el oblicuo interno. El músculo referido parece tener un papel fundamental en el control del movimiento y la postura del tronco en estas formas de danza, sobre todo en gestos técnicos donde se moviliza la pelvis o en tareas donde el equilibrio corporal está comprometido y/o las extremidades se mueven con gran amplitud o velocidad.
- IV. A pesar de que todos los gestos técnicos analizados se realizaron en posición erguida, la musculatura erectora del raquis sólo alcanzó niveles de activación superiores a los de otros músculos en gestos técnicos de danza clásica donde las bailarinas realizaron acciones de anteversión de la pelvis e hiperextensión del raquis lumbar.
- V. El músculo recto del abdomen obtuvo los menores niveles medios de activación (inferiores a 13% de la MVC) en todos los gestos técnicos

analizados, lo que sugiere que su papel en el control del movimiento y la postura del tronco durante el desarrollo de estas tareas es secundario.



LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO

7. LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO

Finalmente conviene señalar las principales limitaciones de esta tesis doctoral. Estas limitaciones se han tenido en cuenta en el análisis y discusión de los resultados y son la base y motivación para mejorar el conocimiento de la danza en futuros trabajos de investigación. En este sentido, a continuación se presentan las limitaciones de la tesis doctoral, asociadas a una serie de perspectivas de investigación:

- El número de sujetos que componen la muestra para el estudio de danza del vientre fue reducido ($n=9$), debido a la dificultad que entraña la realización de este tipo de estudios tan específicos con bailarinas con una gran experiencia y un elevado nivel de ejecución. En este sentido, en la actualidad no disponemos de muchos estudios previos (Moreside, Vera-Garcia, & McGill, 2008; Vera-Garcia, Moreside, & McGill, 2011) que analicen este tipo de habilidades tan complejas de forma que podamos corroborar nuestros resultados. Por ello, son necesarios futuros estudios que incrementen el número de participantes y ayuden a profundizar en el análisis y comprensión de las tareas de danza estudiadas y de otras nuevas, para poder colegir conclusiones suficientemente contrastadas.

- Los resultados obtenidos sólo son aplicables a las dos formas de danza estudiadas (danza del vientre y danza clásica); no se pueden generalizar. Por tanto, son necesarios futuros estudios que analicen la participación muscular en el control del tronco durante la realización de gestos técnicos de otras formas de danza.

- Aunque en esta tesis se ha analizado la participación muscular en acciones donde es complejo controlar el movimiento o la postura del tronco, no se ha medido directamente la estabilidad del raquis o la pelvis de las bailarinas (Vera-Garcia, y otros, 2015a), ni tampoco como ésta varía en función del patrón

de activación muscular. Miembros de nuestro grupo de investigación han iniciado una tesis doctoral donde se pretende valorar la estabilidad mecánica del tronco en diferentes poblaciones de bailarines, así como su relación con el equilibrio corporal y el rendimiento en diversas acciones motoras.

- Los estudios realizados en esta tesis doctoral son trabajos descriptivos donde se ha medido la respuesta de la musculatura del tronco durante el desarrollo de diferentes gestos técnicos. En un futuro, sería adecuado realizar estudios experimentales donde se utilicen gestos técnicos de diferentes formas de danza, o de algún tipo de baile en particular, para mejorar la estabilidad del tronco en diferentes poblaciones.

- Debido a la gran cantidad de gestos técnicos analizados, la EMG registrada en cada uno de ellos fue analizada de forma global, es decir, calculando la media de la activación muscular, sin diferenciar de manera específica diferentes fases o partes de la acción. Actualmente, nuestro grupo de investigación está trabajando en otras formas de tratamiento y análisis de los datos obtenidos (principalmente en el *análisis de componentes principales*), que permitirán profundizar en el estudio de la participación muscular en los diferentes gestos técnicos.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A.M.M., 2013. *Declaración de Helsinki de la AMM - Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos*. Fortaleza. Brasil, s.n.
- Ambegaonkar, J., Rickman, A. & Cortes, N., 2012. Core stability: Implications for dance injuries. *Medical problems of Performing Artists*, Sep, 27(3), pp. 159-64..
- Axler, C. & McGill, S., 1997. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Med Sci Sports Exerc*, 29(6), pp. 804-811.
- Batson, G., 2010a. Improving Postural Control in the Battement Tendu. One Teacher's Reflections and Somatic Exercises. *Journal of Dance Education*, 10(1).
- Batson, G., 2010b. Understanding balance applying science to dance training. *The IADMS Bulletin for Teachers*, 2(1), p. 13–17.
- Bläsing, B. y otros, 2012. Neurocognitive control in dance perception and performance. *ActaPsychol*, Volumen 139, p. 300–308.
- Borghuis, J., Hof, A. & Lemmink, K., 2008. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Med*, 38(11), pp. 893-916.
- Bouillon, L. y otros, 2012. Electromyographic assessment of muscle activity between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. *Int J Sports Phys Ther*, 7(6), pp. 595-605.
- Brown, S. H., Vera-Garcia, F. J. & McGill, S. M., 2006. Effects of abdominal muscle coactivation on the externally preloaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(13), pp. E387-393.
- Bruyneel, A. V., Mesure, S., Paré, J. C. & Bertrand, M., 2010. Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. *Neuroscience Letters*, 485(3), p. 228–232.
- Burg, J. y otros, 2006. Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, Volumen 12, p. 492–498.
- Cecchetti, G., 1998. *Complete manual of classical dance: A Complete Manual of the Cecchetti Method*. s.l.:Gremese Editore.

- Chatfield, S. J., 1994. Electromyographic response of dancers to isokinetic work and select dance movements.. *Kinesiology and Medicine for Dance*, 16(1), pp. 60-82.
- Chatfield, S. J., Barr, S., Sveistrup, H. & Woollacott, M. H., 1996. Electromyographic and kinematic analysis of movement repatterning in dance. *Impulse, the International Journal of Dance Science, Medicine, and Education.*, Chatfield, S. J., Barr, S., Sveistrup, H., Woollacott, M. H. (1996). Electromyographic and kinematic analysis of movement repatterning in dan4(3), pp. 220-234.
- Chatfield, S. J., Krasnow, D. H. & Herman, A., 2007. A descriptive analysis of kinematic and electromyographic relationships of the core during forward stepping in beginning and expert dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 11(3), pp. 76-84.
- Cheng, H.-S. y otros, 2011. Preliminary results of dancing exercise on postural stability in adolescent females. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, Volumen 27, pp. 566-572.
- Cholewicki, J., Juluru, K. & McGill, S., 1999a. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine.. *J. Biomech*, 32(1), pp. 13-7.
- Cholewicki, J. y otros, 1999b. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J.*, 8(5), pp. 388-395.
- Cholewicki, J. & McGill, S., 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain.. *Clin Biomech*, 11(1), pp. 1-15.
- Cholewicki, J., McGill, S. & Norman, R., 1991. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med Sci Sports Exerc*, 23(10), pp. 1179-1186.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Radebold, A., 2000. Postural control of trunk during unstable sitting. *J Biomech*, 33(12), pp. 1733-1737.
- Clippinger, K., 2007. *Dance Anatomy and Kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Cohen, S., 2004. *International Encyclopedia of Dance*. New York: Oxford.
- Costa, M., Ferreira, A. & Felicio, L., 2013. Static and dynamic balance in ballet dancers: a literature review. *Fisioter Pesq*, 20(3), pp. 292-298.
- Couillandre, A., Lewton-Brain, P. & Portero, P., 2008. Exploring the effects of kinesiological awareness and mental imagery on movement intention in

- the performance of demi-plié.. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), pp. 91-98.
- Crisco, J. & Panjabi, M., 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine: Part I Theory. *Clinical biomechanics*, 7(.), pp. 19-26.
- De Bartolomeo, O., Sette, M., Sloten, J. & Albisetti, W., 2007. Electromyographic study on the biomechanics of the lower limb during the execution of technical fundamentals of dance: the releve [poster]. *J Biomechan*, 40(2), p. S789.
- Delagi, E., Perotto, A., Lazzeti, J. & Morrison, D., 1981. *Anatomic Guide for the Electromyographer*. s.l.:Springfield, USA: Charles C Thomas Publisher.
- Drake, J. & Callaghan, J., 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(2), pp. 175-187.
- Fleiss, J. L., 1986. *The design and analysis of clinical experiments..* New York: Wiley.
- Floyd, W. & Silver, P., 1950. Electromyographic study of patterns of activity of the anterior. *J. Anat*, Volumen 84, pp. 132-145.
- García-Vaquero, M. y otros, 2012. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(3), p. 398–406.
- Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A., 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability.. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(1), pp. 86-91; discussion 91-2.
- Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A., 2001. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J Biomech*, 34(4), pp. 457-463.
- Golomer, E., Dupui, P. & Monod, H., 1997. The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 76(2), pp. 140-144.
- Golomer, E., Dupui, P., Sereni, P. & Monod, H., 1999. The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. *J Physiol Paris*, 93(3), pp. 233-237.
- Golomer, E. y otros, 2009a. The influence of classical dance training on preferred supporting leg and whole body turning bias. *Laterality*, 14(2), pp. 165-177.
- Golomer, E., Toussaint, Y., Bouillette, A. & Keller, J., 2009b. Spontaneous whole body rotations and classical dance expertise: how shoulder-hip

- coordination influences supporting leg displacements.. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(Golomer, E., Toussaint, Y., Bouillette, A., Keller, J. (2009b). Spontaneous whole body rotations and classical dance expertise: how shoulder-h2), pp. 314-321.
- Guillot, G. & Prudhommeau, G., 1974. *Gramática De La Danza Clásica*. Buenos Aires: Hachette.
- Ham, Y. W. y otros, 2010. Kinematic analyses of trunk stability in one leg standing for individuals with recurrent low back pain.. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6), pp. 1134-1140.
- Hay, J., 1993. *The biomechanics of sports techniques*.. New Jersey: Prentice Hall.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L. & Bunn, J. Y., 2006. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(9), pp. Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response 881-892.
- Hodges, P., Cresswell, A. & Thorstensson, A., 1999. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental Brain Research*, Volumen 124, pp. 69-79.
- Hodges, P. & Richardson, C., 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(22), pp. 2640-2650.
- Hodges, P. & Richardson, C., 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb.. *J Spinal Disord*, 11(1), pp. 46-56.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A., 1997. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*, 77(2), pp. 132-142; discussion 142-134..
- Jamison, S. y otros, 2012. Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Med Sci Sports Exerc*, 44(10), pp. 1924-34.
- Juker, D., McGill, S., Kropf, P. & Steffen, T., 1998. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks.. *Med Sci Sports Exerc*, 30(2), pp. 301-310.
- Kadel, N. & Couillandre, A., 2007. Kinematic, kinetic, and electromyographic (EMG) analysis comparing unsupported versus supported movements in

- the 'en pointe' position. (Abstract) *Journal of Dance Medicine & Science*, 11(1), p. p.23.
- Kadel, N. y otros, 2006. *Kinematic, Kinetic, and Electromyographic (EMG) Analysis of Muscle Activity During Rise to the Pointe Position*. Washington, s.n.
- Kavcic, N., Grenier, S. & McGill, S., 2004. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(11), pp. 1254-1265.
- Keiichi, O., 1958. Electromyographic studies of the abdominal wall muscles in visceroptosis. *The Toboka Journal of Experimental Medicine*, Volumen 68, pp. 347-354.
- Kibler, W. B., Press, J. & Sciascia, A., 2006. The role of core stability in athletic function. *Sports Med*, 36(3), pp. 189-198.
- Kiefer, A. y otros, 2011. Multi-segmental postural coordination in professional ballet dancers. *Gait Posture*, Volumen 34, pp. 76-80.
- Kim, J. & Marras, W., 1987. Quantitative trunk muscle electromyography during lifting at different speeds. *International Journal of Industrial Ergonomic*, Volumen 1, pp. 219-229.
- Krasnow, D. y otros, 2012a. Electromyographic Comparison of Grand Battement Devant at the Barre, in the Centre, and Traveling. *Medical Problems of Performing Artists*, 27(3), pp. 143-15.
- Krasnow, D., Chatfield, S. J. & Blessing, G., 2002. A preliminary investigation of the relationship of alignment and abdominal activity during transfer of weight through space in dancers. (Abstract). *Journal of Dance Medicine & Science*, 6(1), p. p. 27.
- Krasnow, D., Monaterio, R. & Chatfield, S., 2001. Emerging Concepts of. *Medical Problems of Performing Artists*, pp. 8-16.
- Krasnow, D. y otros, 2011. Biomechanical research in dance: A literature review. *Medical Problems of Performing Artists*, 26(1), pp. 3-23.
- Krasnow, D. y otros, 2012b. Examination of weight transfer strategies during the execution of grand battement devant at the barre, in the centre, and traveling. *Medical Problems of Performing Artists*, 27(2), pp. 74-84.
- Lepelley, M. C., Thullier, F., Koral, J. & Lestienne, F. G., 2006. Muscle coordination in complex movements during jete in skilled ballet dancers. *Experimental Brain Research*, 175(2), pp. 321-331.

- Levangie, P. & Norkin, C., 2005. *Joint Structure and Function. A comprehensive Analysis*. Philadelphia, PA 19103: s.n.
- López-Valenciano, A., Biviá-Roig, G. & Vera-García, F., 2013. Electromyographic study of trunk flexion exercises on inclined board. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 13(52), pp. 657-671.
- Lucas, D. & Bresler, B., 1961. Stability of the ligamentous spine. *Technical report*, Volumen 40, pp. Biomechanics Laboratory, University of California.
- Massó, N. y otros, 2004. Study of muscle activity during relevé in first and sixth positions. *Journal of Dance Medicine & Science*, 8(4), pp. 101-107.
- McConville, J. y otros, 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. *Technical report. AFAMRL-TR*, pp. 80-119. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, OH.
- McGill, S., 2002. *Low back disorders*. Champaign, Illinois: Human Kinetic.
- McGill, S., 2006. *Ultimate back fitness and performance..* 2^a ed. Waterloo, Canada: Wabuno Publishers.
- McGill, S., 2007. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation (2nd ed.)*. Champaign, IL: Human Kinetics..
- McGill, S., Grenier, S., Kavcic, N. & Cholewicki, J., 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyograph Kinesiol*, 13(4), pp. 353-359.
- McGill, S., Juker, D. & Axler, C., 1996. Correcting trunk muscle geometry obtained from MRI and CT scans of supine postures for use in standing postures. *J Biomech*, 29(5), pp. 643-646.
- McGill, S., Kavcic, N. & Harvey, E., 2006. Sitting on a chair or an exercise ball: various perspectives to guide decision making. *Clin Biomech*, Volumen 21, pp. 353-360.
- McGinnis, P., 2005. *Biomechanics of Sport and Exercise*. Champaign, Illinois: Human Kinetics..
- Merletti, R. & Parker, P., 2006. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
- Mills, J., Taunton, J. & Mills, W., 2005. The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Phys Ther Sport*, 6(2), p. 60-66.

- Miura, A. y otros, 2013. Relationship Between Muscle Cocontraction and Proficiency in Whole-Body Sensorimotor Synchronization: A Comparison Study of Street Dancers and Nondancers. *Motor Control*, Volumen 17, pp. 18-33.
- Monasterio, R. A., Chatfield, S. J., Jensen, J. L. & Barr, S., 1994. *Postural Adjustments for Voluntary Leg Movements in Dancers. (Thesis)*. s.l.: University of Oregon, Microform Publications, Eugene, OR..
- Monfort-Pañego, M., Vera-Garcia, F., Sánchez-Zuriaga, D. & Sarti-Martínez, M., 2009. Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther*, 32(3), pp. 232-244.
- Moreside, J., Vera-Garcia, F. & McGill, S., 2007. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Phys Ther*, 87(2), p. 153–163..
- Moreside, J., Vera-Garcia, F. & McGill, S., 2008. Neuromuscular independence of abdominal wall muscles as demonstrated by middle-eastern style dancers.. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(4), pp. 527-537.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J. & Pedotti, A., 1992. Coordination between equilibrium and head–trunk orientation during leg movement: A new strategy built up by training. *Journal of Neurophysiology*, 67(6), p. 587–1598.
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L. & Okada, T., 2008. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res*, 22(6), pp. 1750-1754.
- Ng, J., Kippers, V. & Richardson, C., 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 38(1), pp. 51-58.
- Notarnicola, A. y otros, 2014. Effect of teaching with or without mirror on balance in young female ballet students. *BMC Research Notes*, Volumen 7:426.
- O'Sullivan, P., Twomey, L. & Allison, G., 1998. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(2), pp. 114-124 .
- Panjabi, M., 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement.. *Journal of spinal disorders*, Volumen 5, pp. 383-89.

- Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F. & Perrot, C., 2002. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait Posture*, 15(2), pp. 187-194..
- Perroto, A. & Delagi, E., 2005. *Anatomical Guide for the Electromyographer: the limbs and trunk*. s.l.:Charles C Thomas Pub Ltd.
- Peterson-Kendall, F. y otros, 2007. *Kendall's Músculos. Pruebas funcionales. Postura y dolor*. Madrid: Marban.
- Potvin, J. & Brown, S., 2004. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improved EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *J Electromyogr Kinesiol*, Volumen 14, p. 389–399.
- Preuss, R. & Fung, J., 2008. Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *J Electromyogr Kinesiol*, Volumen 18, pp. 815-28. Preuss R and Fung J. (2008). Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *J Electromyogr Kinesiol*, 18: 815-28.
- Putnam, C., 1993. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills. *J. Biomech*, 26(125-135).
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Patel, T. C., 2000. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), pp. 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S., 2001. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), pp. 724-730.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. & Milner, T. E., 2005. Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(1), pp. 53-60.
- Reid, D., 1988. Prevention of hip and knee injuries in ballet dancers. *Sports Med*, 6(5), pp. 295-307.
- Rein, S., Fabian, T., Rammelt, S. & Weindel, S., 2011. Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers. *Clin Neurophysiol*, 122(8), pp. 1602-1610.
- Ricotti, L. & Ravaschio, A., 2011. Break dance significantly increases static balance in 9 years-old soccer players.. *Gait Posture*. , 33(3), pp. 462-465.

- Ruhe, A., Fejer, R. & Walker, B., 2011. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *Eur Spine J*, 20(3), pp. 358-368.
- Russell, J., 2013. Preventing dance injuries: current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, Volumen 4, p. 199–210.
- Santos, B. R. y otros, 2008. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture*, 27(3), pp. 408-415.
- Schmitt, H., Kuni, B. & Sabo, D., 2005. Influence of Professional Dance Training on Peak Torque and Proprioception at the Ankle. *Clin J Sport Med*, 15(5), pp. 331-339.
- Sharrock, C. y otros, 2011. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship?. *Int J Sports Phys Ther*, 6(2), pp. 63-74.
- Shigematsu, R. y otros, 2002. Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. *Age Aging*, 31(4), pp. 261-266.
- Shrout, P. & Fleiss, J., 1979. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), pp. 420-428.
- Simmons, W., 2005. Neuromuscular responses of trained ballet dancers to postural perturbations. *Int J Neurosci*, 115.(8), pp. 1193-203.
- Sung, P. S., Yoon, B. & Lee, J. C., 2010. Lumbar spine stability for subjects with and without low back pain during one-leg standing test. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(16), pp. E753-760.
- Thorstensson, A., Oddsson, L. & Carlson, H., 1985. Motor control of voluntary trunk movements in standing.. *Acta Physiologica Scandinavica*, Volumen 125, pp. 309-321.
- Thullier, F. & Moufti, H., 2004. Multi-joint coordination in ballet dancers. *Neuroscience Letters*, 369(1), pp. 80-84.
- Trepman, E., Gellman, R. E., Micheli, L. J. & De Luca, C. J., 1998. Electromyographic analysis of grand-plié in ballet and modern dancers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(12), pp. 1708-1720.
- Trepman, E. y otros, 1994. Electromyographic analysis standing posture and demi-plié in ballet and modern dancers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(6), pp. 771-782.

- Vaganova, A., 1945. *Las Bases de la Danza Clásica*. Argentina: Ediciones Centurión Bs. As. .
- Van Dieen, J. H., Koppes, L. L. & Twisk, J. W., 2010a. Low back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(7), pp. 812-817.
- Vera-Garcia, F., 2003. Adaptaciones neuromusculares tras un programa de entrenamiento abdominal dinámico y otro estático.. *Servei de Publicacions de la Universitat de Valencia*.
- Vera-Garcia, F. y otros, 2015a. Core stability. Parte I: concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Rev Andal Med Deporte*, 8(2), pp. 79-85.
- Vera-Garcia, F. y otros, 2015b. Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. *Rev Andal Med Deporte*, 8(3), pp. 130-137.
- Vera-Garcia, F., Flores-Parodi, B., Elvira, J. & Sarti, M., 2008. Influence of trunk curl-up speed on muscular recruitment. *J Strength Cond Res*, 22(3), pp. 684-690.
- Vera-Garcia, F., Grenier, S. & McGill, S., 2000. Abdominal response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, Volumen 80, pp. 564-569.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H., Gray, J. R. & McGill, S. M., 2006. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(5), pp. 443-455.
- Vera-Garcia, F. J., Elvira, J. L., Brown, S. H. & McGill, S. M., 2007. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(5), pp. 556-567.
- Vera-Garcia, F., Moreside, J. & McGill, S., 2010. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), pp. 10-16.
- Vera-Garcia, F., Moreside, J. & McGill, S., 2011. Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volumen 21, pp. 893-903.
- Vera-Garcia, F., Sánchez-Zuriaga, D. & Lisón, J., 2015c. Biomecánica del Raquis. En: S. L. Belloch & P. Pérez Soriano, edits. *Biomecánica Básica. Aplicada a la Actividad Física y el Deporte*. Barcelona: Paidotribo, pp. 277-312.

- Wang, A.-T. y otros, 2008. *Electromyography analysis of grand battement in Chinese dance. (Translation)*. Singapore, In C. T. Lim & J. C. H. Goh (eds.), pp. 2064-2067.
- Wilmerding, M. y otros, 2001. Electromyographic comparison of the développé devant at barre and centre. *J Dance Med Sci*, 5(3), p. 69–74.
- Wilson, M., Lim, B.-O. & Kwon, Y.-H., 2004. A Three-Dimensional Kinematic Analysis of Grand Rond de Jambe en l'air. Skilled Versus Novice Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 4(1), pp. 108-115.
- Yoshida, M. & Kuno-Mizumura, M., 2003. The changes of EMG activity with fatigue during heel-rise test in Japanese female dance students [abstract].. *J Dance Med Sci*, 7(2), p. 66.
- Zazulak, B. T., Cholewicki, J., Reeves, N. P. & Cholewicki, J., 2008. Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg*, 16(9), pp. 497-505.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P. & Goldberg, B., 2007a. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*, 35(7), pp. 1123-1130.
- Zazulak, B. T. y otros, 2007b. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study3. *Am J Sports Med*, 35(3), pp. 368-373.

**ANEXO 1. CONSENTIMIENTO
INFORMADO. ESTUDIO 1**

ANEXO 1



UNIVERSITY OF WATERLOO
FACULTY OF APPLIED HEALTH SCIENCES
Department of Kinesiology

CONSENT FORM

Study title: Examining trunk muscle activity, spine movement and spine stability during middle-eastern style of dance.

I have read the information presented about the procedures to be followed by this study being conducted by Janice Moreside, Dr. F. Vera-Garcia and Dr. S. McGill in the Department of Kinesiology at the University of Waterloo. I have had the opportunity to ask any questions related to the study, to receive satisfactory answers to the questions, and any additional details I wanted. I am aware that I may withdraw from this study without penalty at any time by advising the researchers of this decision.

This project has been reviewed by, and received ethics clearance through the Office of Research (ORE) at the University of Waterloo. If you have any comments or concerns resulting from your participation in this study, you may contact Dr. Susan Sykes, Director ORE, at (____) ____-____ ext.____.

With full knowledge of all the foregoing, I agree, of my own free will, to participate in this study.

Participant's name (please print): _____

Participant's signature: _____

Witness's signature: _____

Date: _____

**ANEXO 2. CONSENTIMIENTO
INFORMADO. ESTUDIO 1**

ANEXO 2



UNIVERSITY OF WATERLOO OFFICE OF RESEARCH ETHICS

Consent to Use Video and/or Photographs in Teaching, Presentations, and Publications

Sometimes a certain photograph and/or part of a videotape clearly show a particular feature or detail that would be helpful in teaching or when presenting the study results at a scientific presentation or in a publication.

I agree to allow video and/or photographs in which I appear to be used in teaching, scientific presentations and/or publications with the understanding that I will not be identified by name. I am aware that I may withdraw this consent at any time without penalty.

I was informed that if I have any comments or concerns resulting from my participation in this study, I may contact the Director, Office of Research Ethics, at (____) ____-____ ext. _____.

Participant's name: _____
(print) Signature of Participant

Witness's name: _____
(print) Signature of Witness

Dated at Waterloo, Ontario: _____

**ANEXO 3. CONSENTIMIENTO
INFORMADO. ESTUDIO 2**

ANEXO 3



FRANCISCO JOSÉ VERA GARCÍA profesor de la Universidad Miguel Hernández de Elche y director del proyectos de investigación **relacionados con la estabilidad del raquis y prevención de patologías raquídeas y M^a ÁNGELES PAMBLANCO VALERO**, Profesora Especialista del Conservatorio superior de Danza de Valencia y ayudante de investigación.

INFORMAN:

Los grupos de investigación en Cinesiología y Biomecánica de las Universidades de Valencia y Miguel Hernández de Elche en colaboración con Conservatorio Superior de Danza de Valencia y el “Spine Biomechanics Laboratory” de la Universidad de Waterloo (Canadá) van a llevar a cabo un estudio sobre el **“Análisis del patrón de movimiento y de activación de la musculatura del tronco en posturas y movimientos específicos de diferentes formas de danza”**.

Dicho estudio tiene por objeto analizar el patrón de movimiento y la función estabilizadora de la musculatura del tronco durante acciones propias, específicas de las diferentes formas de danza, así como mejorar el conocimiento del comportamiento de la musculatura del tronco para optimizar la praxis y prevenir posibles lesiones en danza.

El estudio consiste:

- Batería de tests:
- Tests de contracción voluntaria máxima (MVC).
- Movimientos estándar sobre los tres planos del espacio (Sagital, Horizontal, Frontal).
- Protocolo de ejercicios específicos de danza clásica realizados desde posición inicial (erecta) en 5ª y 1ª para pies y brazos, respectivamente.
- Rellenar una serie de cuestionarios: historial clínico, artístico, datos antropométricos, etc

En este estudio se utilizan técnicas de registro no invasivas, que sin perjuicio alguno para los participantes permite obtener datos cinesiológicos (EMG, cinemática, etc.). Los datos obtenidos serán tratados específicamente y profesionalmente por el grupo investigador, velando en todo momento por la privacidad y anonimato de los mismos.

Si desea abandonar el estudio en cualquier momento, es usted libre de hacerlo y no está obligado a dar razones ni explicaciones acerca de su decisión.

Los resultados de la investigación pueden aportar un mayor conocimiento en relación con la fisiología, la biomecánica, la técnica del movimiento en un ámbito tan importante como la Danza. Esto a su vez es esencial para entender los mecanismos que intervienen en la producción de patologías raquídeas y ayudar así a su prevención.

Si desean más información sobre el estudio pueden llamar a los siguientes teléfonos:

_____ (Conservatorio Superior de Danza)

_____ (M^a Ángeles Pamblanco)

Os saludan atentamente

Francisco José Vera García y
M^a Angeles Pamblanco Valero



HOJA DE CONSENTIMIENTO DE LOS PARTICIPANTES VOLUNTARIOS EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

ANÁLISIS DEL PATRÓN DE MOVIMIENTO Y ACTIVACIÓN DE LA MUSCULATURA DEL TRONCO EN POSTURAS Y MOVIMIENTOS ESPECÍFICOS EN DIFERENTES FORMAS DE DANZA.

Por favor conteste las siguientes preguntas, trazando un círculo sobre la respuesta apropiada:

¿Ha leído usted la hoja informativa para el Participante? SI NO

¿Ha tenido usted la oportunidad de preguntar sus dudas y discutir sobre el estudio? SI NO

¿Ha recibido usted respuestas satisfactorias a todas sus preguntas? SI NO

¿Ha recibido usted suficiente información sobre el estudio? SI NO

¿Permite usted la utilización de las imágenes de video con fines académicos (clases, ponencias, conferencias, charlas, etc.)? SI NO

¿Con quién ha hablado usted?

Entiende usted que es libre de abandonar este estudio:

- en cualquier momento
 - sin tener que dar una razón para abandonar
 - y sin que ello afecte a sus actividades académicas
- SI NO

¿Consiente usted en tomar parte en el estudio? SI NO

Firmado..... Fecha.....

Nombre (en mayúsculas).....

Dirección.....

Firmado (Investigador)..... Fecha.....