

# Estudio de la actividad muscular durante el *relevé* en primera y sexta posición

NÚRIA MASSÓ, ANA GERMÁN, FERRAN REY, LLUÍS COSTA, DANIEL ROMERO Y SILVIA GUITART

Biomechanics Laboratory. EUIF Blanquerna. Ramon Llull University. Barcelona

## RESUMEN

**Fundamentos:** Conocer las diferencias existentes en la activación muscular durante el *relevé*.

**Participantes y método:** Dieciocho bailarinas de *ballet* clásico (14-32 años). Se practica análisis cinético y cinemático. Se analiza el grado de flexión plantar conseguido y la participación de diferentes músculos. Se comparan (test de Wilcoxon) los resultados obtenidos al ejecutar el gesto en sexta posición (*en parallel*) respecto a primera (*en dehors*) y en primera posición correcta respecto a primera posición con pronación del pie.

**Resultados:** El rango de flexión plantar alcanzado es mayor en sexta posición que en primera, y mayor en primera correcta que en primera pronada. El músculo gemelo interno (GI) presenta más actividad en primera posición; el abductor del dedo gordo (ADG), en paralelo o sexta posición, y los peroneos y gemelo externo (GE), en pronación del pie en primera posición. El peroneo lateral (PL) presenta diferencias durante el *relevé* (en posición estática inicial y en fase ascendente) y el ADG durante la subida al *relevé*. El GI presenta una activación más temprana y de inicio más lento que el GE en la flexión plantar del *relevé*.

**Discusión:** El ADG se muestra más activo en las posiciones *en parallel* que *en dehors*, en las que la cadera se coloca en rotación externa. La poca actividad del ADG en primera posición (*en dehors*) implica posiblemente un déficit de estabilidad del arco interno y del primer radio y, por tanto, un mayor riesgo lesional. El *relevé* en sexta posición permite mayor grado de flexión plantar que en primera. La pronación del pie –secundaria a mala técnica– produce menor flexión plantar. Las diferencias halladas en el grado de actividad del PL están relacionadas con la presencia de pronación del pie, siendo más activo en pronación.

**PALABRAS CLAVE:** Electromiografía. Actividad muscular. *Ballet*. Extremidad inferior.

## ABSTRACT

**Background:** To determine differences in muscular activation during *relevé*.

**Participants and method:** Eighteen classical dancers (aged 14-32 years) participated in this study. Kinetic and cinematic analysis was performed. The degree of plantar flexion achieved and the involvement of distinct muscles were analyzed. The results obtained were compared (Wilcoxon's test) on executing *relevé* in sixth position (*en parallel*) and in correct first position (*en dehors*) with respect to first position with foot pronation.

**Results:** A greater range of plantar flexion was achieved in sixth position than in first position, and in correct first position than in pronated first position. The internal gemellus muscle showed greater activity in first position; the abductor muscle of big toe (ABT) *en parallel* or sixth position and the peroneal muscles and external gemellus muscle in pronated first position. The lateral peroneal muscle showed differences during *relevé* (in static initial position and the rising phase) and the ABT during the rise to *relevé*. The internal gemellus muscle showed earlier and slower activation than the external gemellus muscle in plantar flexion during *relevé*.

**Discussion:** The ABT shows greater activity when the hips are *en parallel* than when they are turned out (*en dehors*). The lower activity of the ABT in first position (*en dehors*) may lead to a lack of stability in the longitudinal arch and first ray and consequently to a greater risk of injury. *Relevé* in sixth position allows greater plantar flexion than that in first position. Pronation of the foot – due to faulty technique – allows less plantar flexion. The differences found in muscular activity of the lateral peroneal muscle are related to the presence of foot pronation, with pronation producing greater activity.

**KEY WORDS:** Electromiography. Muscular activity. Ballet. Lower limb.

Este trabajo ganó el premio a la mejor comunicación oral en el Tercer Congreso de la Societat Catalana de Medicina de l'Esport (Andorra, octubre 2004).

Correspondencia: Nuria Massó. Biomechanics Laboratory. EUIF Blanquerna. Ramon Llull University. Padilla, 326-332. 08025 Barcelona. España.  
Correo electrónico: nuriamo@blanquerna.url.es

## INTRODUCCIÓN

La mayoría de las lesiones en el bailarín/na se deben a sobrecarga de tipo postural y/o a gesto repetitivo<sup>1-5</sup>. Principalmente se localizan en el pie y en el tobillo<sup>6-9</sup>, y las más frecuentes son<sup>3,4,7-10</sup>: *hallux valgus*, *hallux rigidus*, sesamoiditis/osteonecrosis, metatarsalgias y tendinopatías del flexor del dedo gordo y de Aquiles.

La danza presenta unos requerimientos técnicos claramente condicionantes de la biomecánica del pie, como son el *turn out* (o *en dehors*) y la punta (incluyendo la posición de punta y la de media punta). El mantenimiento de estas posiciones implica un incremento del esfuerzo muscular y de la carga articular<sup>11,12</sup> que puede derivar en lesión de los elementos musculotendinosos implicados.

Por otro lado, en los movimientos de *plié* y *relevé* se favorece el *valgus* y la torsión externa de la extremidad, sobre todo si no existe una correcta rotación externa en la cadera<sup>3,5,10,13</sup> (fig. 1).

En anteriores estudios se ha evidenciado el papel de la musculatura peroneal en el *relevé*<sup>14</sup>, y la relación existente entre el *hallux valgus* y la pérdida parcial de función del músculo abductor del dedo gordo<sup>15-18</sup>. La electromiografía de superficie se ha aplicado a la danza, sobre todo para analizar la musculatura que actúa en la cadera y la rodilla en el *demi-plié*, el *grand-plié* y el *développé*<sup>19-21</sup>. Otros sistemas de análisis biomecánico, como el análisis computarizado de la huella plantar, también se han aplicado a la danza<sup>22</sup>.

**Figura 1**

*Demiplié* en segunda posición, en el que se aprecia un efecto torsional en la rodilla y el pie por falta de rotación externa de la cadera.



Cabe esperar que el tipo y el grado de actividad muscular varíen no sólo en función del gesto, sino según la posición articular adoptada (presencia o no de *turn out* en la cadera y presencia o no de pronación del pie asociada al *turn out*). Por ello, en nuestro estudio procedemos a analizar la ejecución del *relevé* en sexta y en primera posición (con y sin pronación del pie).

## OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio son comparar cinética y cinemáticamente la flexión plantar (*midpoint* o *relevé*) en relación con la posición (sexta posición o *parallel* frente a primera posición, *en dehors* o *turn out*) o en función de la existencia de pronación del pie (primera posición correcta o con pronación), así como también estudiar el grado de contribución y el patrón de activación de los músculos analizados durante la realización del gesto.

## PARTICIPANTES Y MÉTODO

Se han estudiado 18 bailarinas de ballet clásico con un promedio de edad de 20 años (desviación estándar [DE] = 5), altura de 1,64 m (DE = 0,02) y peso de 55,08 kg (DE = 4,83), en las que se descartaron antecedentes de enfermedad musculoesquelética de interés mediante la anamnesis y la exploración física previa. Tras firmar un consentimiento informado, se les colocaron los sensores y se les pidió que realizasen los siguientes gestos (fig. 2):

- *Relevé en parallel* (sexta posición).
- *Relevé en dehors* o *turn out* (en primera posición).
- *Relevé en dehors* o *turn out* en primera posición sin control activo muscular de la pronación del pie.

Se llevó a cabo el registro cinemático de las 3 pruebas mediante el equipo ELITE de análisis biomecánico, consistente en un analizador del movimiento ELITE Motion Analyser (BTS: Bioengineering Technology & Systems, Milan), basado en 4 cámaras CCD de infrarrojo también de BTS y marcadores de infrarrojo (fig. 3). Para ello se utilizaron marcadores superficiales colocados sobre la apófisis espinosa de S1, el maléolo peroneal derecho y la cabeza del V metatarsiano derecho (fig. 4).

Se utilizaron 4 cámaras a una frecuencia de muestreo de 100 Hz para el análisis tridimensional del movimiento. A partir de la posición de las marcas registradas, se calculó el ángulo de flexión plantar: rango de movimiento del ángulo formado

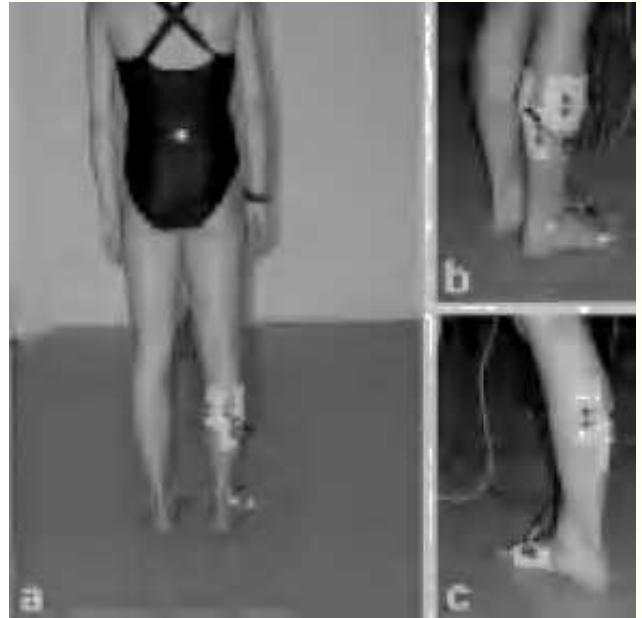
**Figura 2** Posiciones adoptadas en las distintas fases del gesto analizado.



**Figura 3** Cámara CCD y marcadores de infrarrojo (IR).



**Figura 4** Modelo biomecánico. Colocación de marcas y electrodos: a) visión posterior; b) visión posterolateral, y c) visión posteromedial.



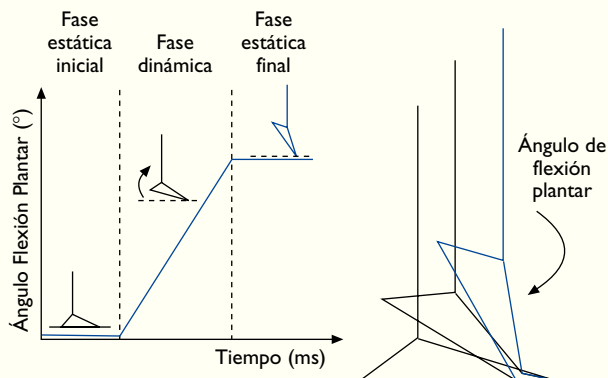
entre el segmento maléolo peroneal-cabeza del V metatarsiano y un eje vertical. Así pues, los resultados no se basan en valores absolutos de flexión plantar, sino en el recorrido articular. El inicio y el final de la variación de dicho ángulo permitieron dividir cada uno de los gestos solicitados en 3 fases (fig. 5):

- Fase estática inicial (contacto de todo el pie en el suelo).
- Fase dinámica (movimiento de flexión plantar para alcanzar la media punta).
- Fase estática final (media punta).

Para el registro cinético se utilizó un electromiógrafo de superficie telemétrico de 8 canales de BTS modelo TELEMG (fig. 6). Así, mediante electrodos de superficie (Ag-ClAg) se registró la actividad muscular a una frecuencia de 500 Hz. Tras la apropiada fricción y limpieza de la piel, y siguiendo las instrucciones de Cram y Kasman (1998)<sup>23</sup> y Hermens et al (1999)<sup>24</sup>, se colocaron electrodos bipolares de superficie, paralelos a las fibras musculares y con una separación de 2 cm, sobre los siguientes músculos de la extremidad inferior derecha (fig. 4):

- Gemelo externo, colocando los electrodos 2 cm lateralmente a la línea media. Para testarlo, se solicitó a la bailarina que se pusiese de puntillas con y sin flexión de rodillas.

**Figura 5** Posiciones adoptadas por el pie en las distintas fases del gesto analizado.

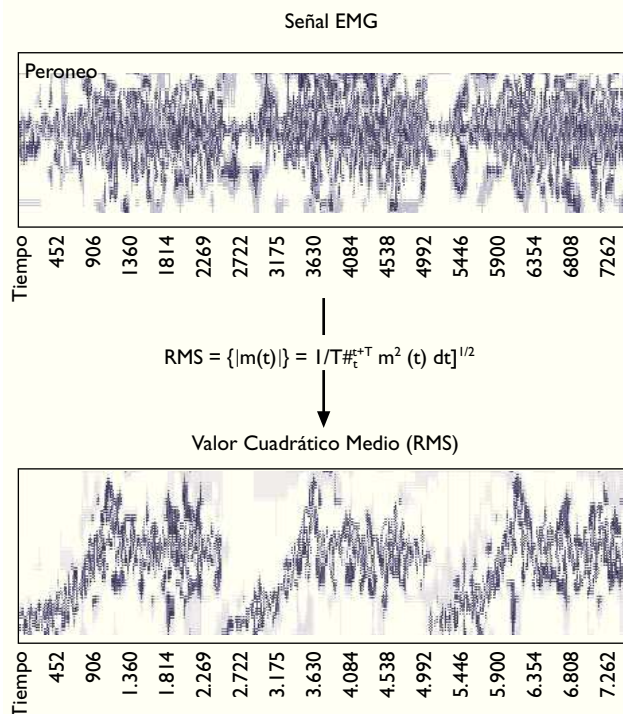


**Figura 6** Electromiógrafo del sistema ELITE, con el receptor telemétrico en la parte superior.



- Gemelo interno, colocando los electrodos paralelos a las fibras musculares, 2 cm medialmente a la línea media. Se solicitó a la bailarina que se pusiese de puntillas.
- Sóleo, colocando los electrodos en la línea media, bajo el vientre muscular del gastrocnemio. Se solicitó a la bailarina que se pusiese de puntillas y desplazase su peso anteriormente.
- Peroneo lateral, colocando los electrodos en la unión del tercio superior con los dos tercios inferiores de la pierna y bajo la cabeza del peroné. Se pidió a la bailarina que realizase una flexión plantar y eversión del tobillo.

**Figura 7** Efecto de la aplicación del cálculo del valor cuadrático medio (RMS) sobre los trazados electromiográficos obtenidos.



- Abductor del dedo gordo, colocando los electrodos en el punto medio entre la protuberancia navicular y la planta del pie. Se pidió a la bailarina que realizase flexión y abducción del *ballux*.

Tras el filtrado paso alto (10 Hz) de la señal electromiográfica, se procedió al cálculo del valor cuadrático medio (RMS) –tiempo de integración, 100 ms– con la finalidad de obtener un parámetro lo más próximo posible a la energía disipada por el músculo (fig. 7). Para ello se utilizó una plataforma de programación tipo VBA (Visual Basic for Applications) de Microsoft Excel.

Para el tratamiento de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS 11.0. Se calcularon diferentes parámetros para la descripción de la muestra (media y desviación estándar). La comparación de variables intrasujeto se realizó con el test de Wilcoxon, dado que el tamaño muestral no permitía la utilización de pruebas paramétricas. La comparación de las curvas electromiográficas se realizó de forma observacional, por lo que en ningún caso se indica cuál es la significación de la diferencia. El nivel de significación para todo el estudio se consideró en 0,05.

## RESULTADOS

1. Comparación del *relevé* ejecutado en sexta posición y en primera posición.

- En el análisis cinemático, el ángulo de flexión plantar fue significativamente mayor en sexta posición que en primera. El intervalo de confianza (IC) del 95% para la mediana de las diferencias de flexión plantar fue de 1,29° a 6,43° (fig. 8).
- En el análisis cinético, la media del RMS mostró diferencias significativas para el sóleo en la fase estática inicial, y para el gastrocnemio medial y el abductor del dedo gordo en las fases posteriores (fig. 9).

2. Comparación del *relevé* ejecutado en primera posición y en primera posición pronada:

- En el análisis cinemático, el ángulo de flexión plantar fue significativamente mayor en primera posición que primera pronada. El IC del 95% para la mediana de las diferencias de flexión plantar fue: 6,25° a 15,55° (fig. 8).
- En el análisis cinético, la media del RMS mostró diferencias significativas (fig. 10) para el gastrocnemio lateral y el peroneo largo en la estática inicial, para el gastrocnemio medial y el peroneo largo en la fase dinámica, y para el gastrocnemio lateral en la estática final (fig. 11).

3. Comparación observacional de la forma de las curvas de la señal electromiográfica.

Comparando la forma de la curva de RMS, en cada sujeto y en cada posición, puede observarse que durante el *relevé* el gastrocnemio lateral se activa más tarde que el medial, aunque presenta una fase de ascenso más rápida o pronunciada; el gastrocnemio medial presenta valores de RMS más altos que el gastrocnemio lateral; finalmente, la curva del músculo peroneo es similar a la del gastrocnemio lateral (fig. 12).

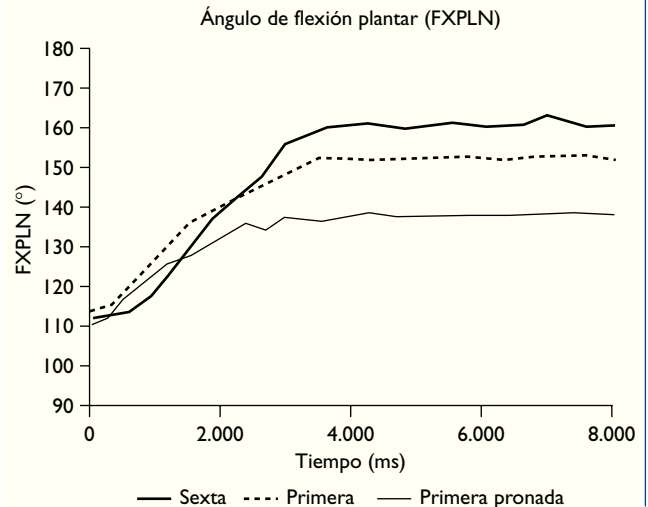
## DISCUSIÓN

El menor grado de flexión plantar obtenido en primera posición respecto a la sexta, dato que concuerda con anteriores estudios<sup>25</sup>, encaja con el cambio posicional, de base de sustentación y biomecánico que supone la existencia de una rotación externa de la cadera.

Por otro lado, cuando la primera posición (*en dehors*) se acompaña de pronación del pie, se consigue un menor grado de flexión plantar. La pronación aparece cuando el pie rota al-

**Figura 8**

Ejemplo de la evolución del ángulo plantar (FXPLN) durante la ejecución del gesto analizado y según la posición adoptada.



rededor de su eje longitudinal. Gracias a la coordinación de esta pronación con la rotación de la tibia, se logra mejorar la eficacia de la marcha y la locomoción en general<sup>26</sup>. En el caso de la danza, la locomoción es especial, asociada a menudo a la rotación externa de la cadera. Este aspecto conduce frecuentemente a la aparición de una pronación del pie que, lejos de cumplir la función mencionada, aparece como consecuencia de la rotación forzada de toda la extremidad. La pronación se asocia con un efecto torsional sobre la estructura del pie, junto a un valgo y rotación externa de la rodilla<sup>2,3,10,13</sup>. Se convierte, pues, en un fenómeno no fisiológico que puede conducir a sobrecargas posturales y lesiones musculoesqueléticas. Es por ello que desde el entrenamiento técnico se pretende evitar la pronación. Según nuestros resultados, existe otra razón para evitarla, que es el menor grado de flexión plantar obtenido en el *relevé* acompañado de pronación, lo que afecta al nivel técnico del bailarín.

La bipedestación exige que la bóveda plantar se mantenga estable gracias a elementos pasivos (fascia, ligamentos) y activos (musculotendinosos)<sup>27-29</sup>. La bipedestación en media punta puede constituir una situación desestabilizadora de la bóveda si no se acompaña de una buena función de los mencionados elementos<sup>13,30</sup>. En relación con ello, cabe también señalar la elevada prevalencia de patología del antepié existente en danza, relacionada muy a menudo con la sobrecarga postural y el gesto repetitivo<sup>3,31,32</sup>. Como prevención, pues, se considera importante preservar un buen tono muscular y una acción eficaz de



Figura 9

Comparación de la media de RMS entre las posiciones sexta y primera. Valores de significancia bilateral asintótica obtenidos mediante el test de Wilcoxon. 6 > 1: media de RMS significativamente mayor en sexta posición; 1 > 6: media de RMS significativamente mayor en primera posición.

		Primera posición														
		Fase estática inicial					Fase dinámica					Fase estática final				
		Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo
Sexta posición	Fase estática inicial	Gastrocnemio medial	0,472													
		Gastrocnemio lateral		0,983												
		Sóleo			0,002 1 ≥ 6											
		Peroneo largo				0,845										
		Abductor del dedo gordo					0,094									
	Fase dinámica	Gastrocnemio medial					0,012 1 > 6									
		Gastrocnemio lateral						0,777								
		Sóleo							0,327							
		Peroneo largo								0,711						
		Abductor del dedo gordo									0,007 6 > 1					
	Fase estática final	Gastrocnemio medial										0,043 1 > 6				
		Gastrocnemio lateral											0,199			
		Sóleo												0,679		
		Peroneo largo													0,879	
		Abductor del dedo gordo														0,022 6 > 1

la musculatura intrínseca del pie, encargada de mantener la cohesión del antepié y evitar defectos en la estática como son el *valgus* del primer dedo o la laxitud del antepié<sup>15,18,29,33,34</sup>.

Según el músculo estudiado es interesante comentar:

#### 1. Músculo abductor del dedo gordo.

Nuestros resultados sugieren que el *relevé* realizado en sexta posición es más estable que el realizado *en dehors* o en primera, puesto que encontramos mayor grado de actividad muscular en el primer caso, en especial durante las últimas fases, en el mantenimiento de la posición. Ello puede ser debido a:

– En primer lugar, el mayor grado de flexión plantar encontrado en sexta posición, atendiendo a la función como flexor del músculo abductor del dedo gordo<sup>28,35,36</sup>. No obstante, el incremento de actividad se produce no sólo en la fase estática final, sino también durante la fase dinámica del *relevé*. La di-

ferencia constatada en la fase dinámica (por unidad de tiempo) no puede justificarse únicamente por el incremento del grado de flexión plantar.

En este punto deben considerarse algunos aspectos técnicos, concretamente la posibilidad de hallarnos ante un fenómeno de *cross talk*, problema inherente en los estudios mediante electromiografía de superficie<sup>37,38</sup>. No puede descartarse la posibilidad de que se esté recogiendo actividad del músculo flexor corto del dedo gordo, músculo muy activo en la ejecución del *relevé* y próximo al abductor del dedo gordo, aunque ello es poco probable dada su profundidad.

– En segundo lugar, desconocemos cuál es la posible interrelación neurofisiológica entre un cambio posicional de la articulación de la cadera durante la bipedestación y/o la marcha, y el esquema motor a zonas más distales (rodilla, pie). Ello puede suponer una nueva línea de investigación en la que se analicen las variaciones de los esquemas motores asociados a

Figura 10

Comparación de la media de RMS entre primera posición y primera posición pronada. Valores de significancia bilateral asintótica obtenidos mediante el test de Wilcoxon.  $I > I_p$ : media de RMS significativamente mayor en primera posición;  $I_p > I$ : media de RMS significativamente mayor en primera posición pronada.

		Primera posición														
		Fase estática inicial					Fase dinámica					Fase estática final				
		Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Sóleo	Peroneo largo	Abductor del dedo gordo
Primera posición pronada	Fase estática inicial	Gastrocnemio medial	0,112													
		Gastrocnemio lateral		0,008 $I_p > I$												
		Sóleo			0,567											
		Peroneo largo				0,001 $I_p > I$										
		Abductor del dedo gordo					0,420									
	Fase dinámica	Gastrocnemio medial					0,011 $I > I_p$									
		Gastrocnemio lateral						0,616								
		Sóleo							0,913							
		Peroneo largo								0,001 $I_p > I$						
		Abductor del dedo gordo									0,112					
	Fase estática final	Gastrocnemio medial										0,349				
		Gastrocnemio lateral											0,016 $I > I_p$			
		Sóleo												0,664		
		Peroneo largo													0,679	
		Abductor del dedo gordo														0,744

los cambios posicionales, en relación con los patrones ya establecidos de normalidad.

Hay que resaltar la no existencia de cambios en la función del músculo abductor del dedo gordo en relación a la presencia de pronación asociada a la posición *en dehors*. Clásicamente, en preparación técnica se hace mucho hincapié en evitar dicha pronación, ya que contribuye, entre otros aspectos, a la existencia de problemas por sobrecarga como, por ejemplo, las tendinopatías de los músculos retromaleolares internos (tibial posterior y flexor propio del dedo gordo). La pronación del pie es un defecto técnico común en danza, producido sobre todo por la dificultad en conseguir la rotación externa de cadera necesaria para las posiciones *en dehors*, en que se persigue una postura en “apertura” del pie a 90°. En condiciones fisiológicas ya contamos con una postura en rotación externa de tibia y tobillo respecto a segmentos superiores, que origina una apretura del antepié de aproximada-

mente 30° en bipedestación espontánea. Los 60° restantes se deben conseguir a base de la rotación externa de la articulación de la cadera. Ante la imposibilidad que existe frecuentemente de conseguirlos, se intenta forzar la rotación en zonas inferiores, en la rodilla y el pie, creando, en este último, un efecto de torsión con pronación de pie que incluye también al primer dedo. La abducción pasiva del dedo gordo podría conducir a una elongación excesiva del músculo y, por tanto, influir en la eficacia de éste como abductor. De hecho, la prevalencia de *hallux valgus* es mayor entre los bailarines de *ballet* clásico, que trabajan más *en dehors*<sup>25</sup>. No obstante, en nuestros resultados no se observan diferencias de actividad en relación a la existencia o no de pronación. La presencia de pronación, pues, podría facilitar la aparición del *hallux valgus* no tanto a través de un factor muscular, sino más bien a través de factores posturales y articulares (p. ej., tracción capsular y presión lateral).

Figura 11

Comparación del valor cuadrático medio (RMS) de la actividad muscular durante el gesto analizado en sus distintas fases, en uno de los individuos analizados. Se representan únicamente algunos músculos y las fases en las que se han encontrado diferencias estadísticamente significativas. Las líneas verticales marcan el cambio de fase por cada músculo.

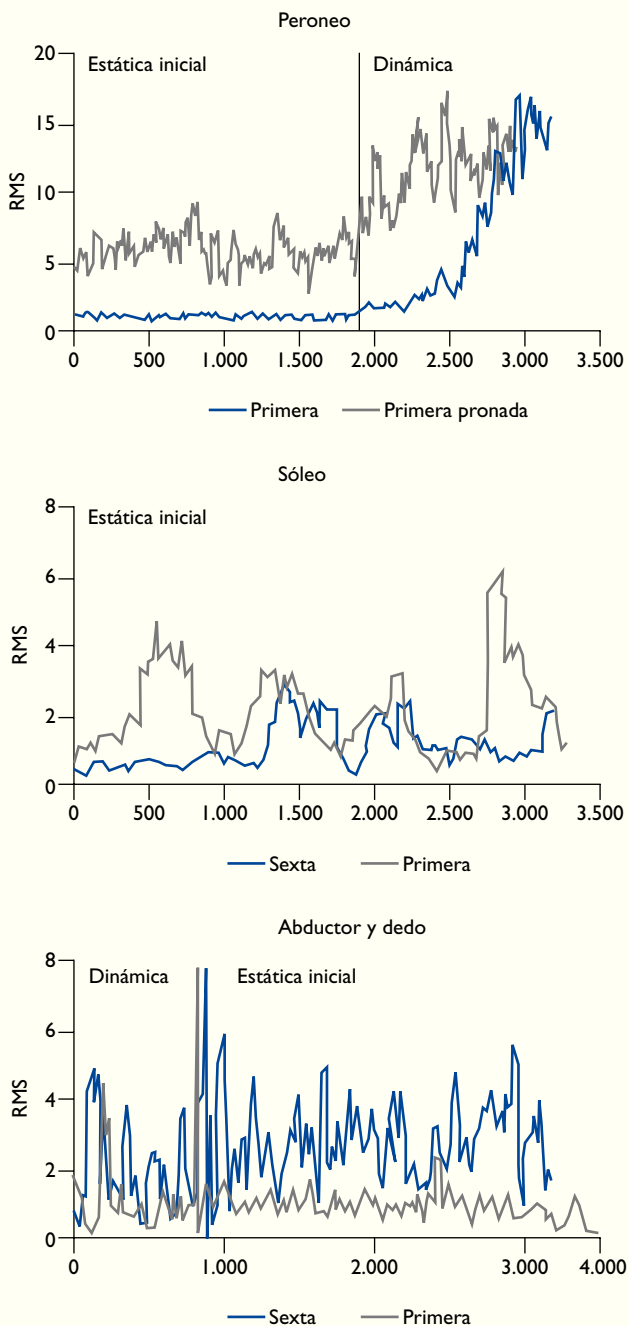
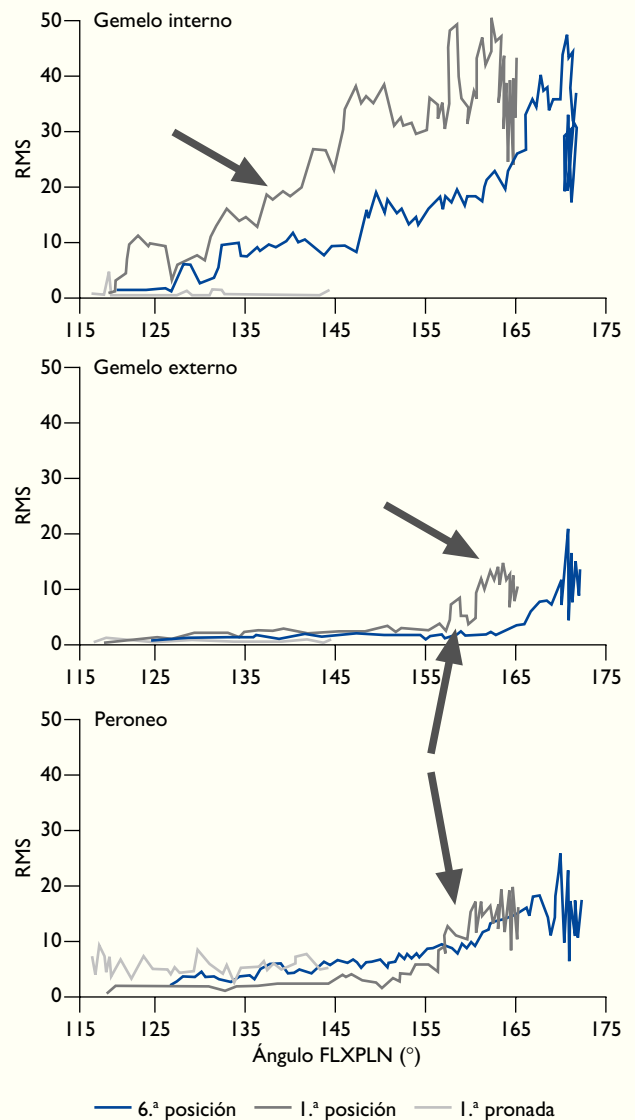


Figura 12

Representación gráfica de la evolución de la actividad muscular (RMS) en relación con ángulo de flexión plantar. Se observan los distintos comportamientos de la curva.



## 2. Músculo peroneo.

Las diferencias encontradas en cuanto a RMS de la musculatura peroneal no dependen de la postura *en dehors* sino de la existencia o no de pronación del pie, y se halla más actividad cuando la primera posición se asocia a pronación del pie. Ello se manifiesta únicamente en las fases estática inicial (sin flexión plantar) y dinámica (de adquirir la flexión plantar o *relevé*), no así en la fase final. Lo anterior concuerda con estudios cinemáticos previos en los que se observa que, por un lado, la fase as-



cendente o dinámica se realiza con clara pronación y con sobrecarga sobre el primer radio, y por otro lado, al completar la flexión plantar se amplía la base de sustentación, pasando de un apoyo sobre la primera articulación metatarsofalángica a un apoyo también sobre la segunda y a veces la tercera cabeza metatarsal, por lo que se pierde el grado de pronación<sup>25</sup>. Debemos recordar que la función flexora plantar, a la vez que evertora, de la musculatura peroneal, puede contribuir a la flexión plantar requerida en el *relevé*.

### 3. Músculo tríceps sural

Consideramos especialmente interesante la diferencia de comportamiento entre el gemelo interno y el gemelo externo, en relación con el patrón de activación y el grado de actividad. Por un lado, el músculo gemelo interno presenta una activación más temprana en el tiempo y con una curva inicial de ascenso más lento que el gemelo externo, que se activa de forma más tardía pero con incremento más rápido. Por otro lado, el área bajo la curva correspondiente al músculo gemelo interno es mayor, lo que significa que contribuye más a la ejecución del gesto (fig. 12).

La distinta activación de los gemelos interno y externo puede deberse a las diferencias existentes en cuanto a composición, tipo de fibra muscular y tipo de unidad motora, así como al tipo de función (postural o dinámica).

La activación de la musculatura peroneal es muy similar a la del gemelo externo, lo que obliga a considerar la posibilidad, aunque poco probable, de un fenómeno de *cross talk*.

Llama la atención el hecho de que el músculo sóleo trabaje más en primera posición que en sexta durante la fase estática inicial. Dado el papel principalmente postural de este músculo, quizás sea más requerido en una posición que de por sí es más inestable (fig. 11). Los músculos gemelos presentan poca actividad durante esta fase estática inicial, dato concordante con sus diferencias funcionales respecto al sóleo (los gemelos desempeñan un papel más importante en dinámica).

## CONCLUSIONES

1. El *relevé* ejecutado en sexta posición permite un mayor grado de flexión plantar que en primera posición.

2. La pronación del pie, a menudo asociada a una mala técnica en la ejecución del *relevé*, permite un menor grado de flexión plantar durante este ejercicio.

3. El músculo abductor del dedo gordo presenta diferencias en cuanto a su contribución al *relevé*. Estas diferencias aparecen en la fase ascendente o de flexión plantar activa (subida al *relevé*) y son relativas a la posición. Trabaja más en la posición que no implica rotación externa de cadera (más *en parallel* que *en déhors*).

4. El músculo peroneo lateral presenta diferencias en su contribución al *relevé*. Estas diferencias aparecen en la posición estática inicial y en la fase ascendente, y se relacionan con la pronación del pie. Trabaja más cuando existe pronación.

5. El gemelo interno presenta una activación más temprana y de inicio más lento que el gemelo externo durante el movimiento de flexión plantar implicado en el *relevé*.

## LÍNEAS DE FUTURO

Basándose en los resultados obtenidos y dado el papel del músculo abductor del dedo gordo en el control del arco interno del pie, sería interesante sistematizar la observación entre la presencia de errores técnicos como la hiperpronación del pie y la aparición de *halux valgus* en profesionales de la danza.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos su desinteresada colaboración a Cathérine Allard (directora) y a los bailarines de la compañía IT Dansa Jove Companyia de l'Institut del Teatre; a Juan Carles Ibáñez (director) y alumnos de su Escuela de Danza, y a Carles Blanck y Tanya Yates por sus comentarios y consejos en la redacción del estudio.

## Bibliografía

1. Denton J. Overuse foot and ankle injuries in ballet. Clin Podiatr Med Surg. 1997;14:525-32.
2. Jenkinson DM, Bolin DJ. Knee overuse injuries in dance. J Dance Med Sci. 2001;5:16-20.
3. Ryan AJ, Stephens RE. Dance medicine. A comprehensive guide. Chicago: Pluribus Press; 1987.
4. Stone D. Hip problems in dancers. J Dance Med Sci. 2001;5:7-10.
5. Teitz CC. Hip and knee injuries in dancers. J Dance Med Sci. 2000;4:23-9.
6. Kadel N, Micheli LJ, Solomon R. Os trigonum impingement syndrome in dancers. J Dance Med Sci. 2000;4:99-102.

7. Macintyre J, Joy E. Foot and ankle injuries in dance. *Clin Sports Med.* 2000;19:351-68.
8. Massó N, Pérez E. Pie en danza: enfermedades profesionales. *El Peu.* 2001;21:139-44.
9. Somogyi DM. Lower leg injuries in dance. *J Dance Med Sci.* 2001;5:21-6.
10. Solomon R, Minton SC, Solomon J. Preventing dance injuries: An interdisciplinary perspective. Reston, VA: American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance; 1990.
11. Galea V, Norman RW. Bone-on-bone forces at the ankle joint during a rapid dynamic movement. *International series.* En: *Biomechanics.* Illinois: Human Kinetics Publishers; 1985. IX-A,5-A: 71-6.
12. Kravitz SR, Huber S, Ruziskey JA, Murgia CJ. Biomechanical analysis of maximal pedal stress during ballet stance. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1987;77:484-9.
13. Howse J, Hancock S. Dance technique and injury prevention. New York: Theatre Arts Books/Routledge; 1988.
14. Massó N. Estudi electromiogràfic de l'extremitat inferior en un grup de ballarines. *Apunts.* 1993;30:7-21.
15. Masaru L, Basmajian JV. Electromyography of hallux valgus. *Clin Orthop.* 1974;101:220-4.
16. Shaw AH. The biomechanics of hallux valgus in pronated feet. *J Am Podiatry Assoc.* 1974;64:193-201.
17. Snijders CJ, Snijder JG, Philippens MM. Biomechanics of hallux valgus and spread foot. *Foot Ankle.* 1986;7:26-39.
18. Viladot A. Quince lecciones sobre patología del pie. Barcelona: Springer; 2000.
19. Trepman E, Gellman RE, Solomon R, Murthy KR, Micheli LJ, De Luca CJ. Electromyographic analysis of standing posture and demi-plié in ballet and modern dancers. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;26:771-82.
20. Trepman E, Gellman RE, Micheli LJ, De Luca CJ. Electromyographic analysis of grand-plié in ballet and modern dancers. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;32:1708-20.
21. Wilmerding MV, Heyward VH, King M, et al. Electromyographic comparison of the développé devant at barre and centre. *J Dance Med Sci.* 2001;5:69-74.
22. Massó N. Estudio en dinámica de la huella plantar de la bailarina. *Nassarre XI.* 1995;1-2:325-44.
23. Cram JR, Kasman GS. Introduction to surface electromyography. Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1998.
24. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface Electromyography. SENIAM Project. Roessingh Research and Development; 1999.
25. Massó N. Morfologia i biomecànica del peu en el ballet [tesis doctoral]. Barcelona: Universitat de Barcelona; 1991.
26. Rose J, Gamble G. Human walking. Baltimore: Williams and Wilkins; 1994.
27. Bordier G. Anatomie appliquée a la danse. Paris: Amphora; 1984.
28. Kapandji I. Fisiología articular. Tomo 2. Madrid: Panamericana; 1998.
29. Viladot Voegeli A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: Springer; 2000.
30. Femino JE, Trepman E, Chisholm K, Razzano L. The role of the flexor hallucis longus and peroneus longus in the stabilizations of the ballet foot. *J Dance Med Sci.* 2000;4:86-9.
31. Ambre T, Nilsson BE. Degenerative changes in the first metatarsophalangeal joint of ballet dancers. *Acta Orthop Scand.* 1978;49:317-9.
32. Baillon JM. Lesions articulaires et musculaires chez les danseurs. *Acta Orthop Belg.* 1983;49:112-6.
33. Spilken TL. The dancers's foot book. Pennington: Dance Horizons/Princeton Book Company; 1990.
34. Viladot Pericé A. Patología del antepié. 4.ª ed. Barcelona: Springer; 2001.
35. Calais-Germain B. Anatomy of movement. Seattle: Eastland Press; 1993.
36. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Músculos: pruebas, funciones y dolor postural. Madrid: Marbán; 2000.
37. Avela J, Kyröläinen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol.* 1999;86:1283-91.
38. Winter DA, Fuglevand AJ, Archer SE. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *J Electromyogr Kinesiol.* 1994;4:15-26.