
Estudio comparativo en bailarinas de ballet durante el “cou-de-pied derrière” con “demi-plié” a un “piqué arabesque”

Juliana Correa Orrego, Daniela Cuartas Torres, Natali Olaya Mira, MSc; Andrés Felipe Hernandez Marulanda, PhD(c)

RESUMEN

El ballet clásico consta de una elegancia basada no solo en la expresión corporal, sino también en una impecable técnica. (Fajardo, 2013). Los bailarines profesionales y los estudiantes de danza son considerados dos grupos poblacionales propensos a sufrir lesiones musculoesqueléticas, aunque estas, en todos los tipos de danza no suelen ser graves (Byhring & Bo, 2002) (Mayers, Judelson, & Bronner, 2003), es decir no llegan a generar incapacidad permanente o dejar secuelas para la vida normal. La mayoría son lesiones menores y no requieren más de unos días de descanso en el trabajo; no obstante, al ser numerosas y recidivantes, es frecuente la incapacidad temporal.

Se estudió y analizó el “cou-de-pied derrière” con “demi-plié” a un “piqué arabesque” el cual consiste en iniciar con una flexión de rodilla de la pierna dominante desde quinta posición y al mismo tiempo con la pierna contraria un “cou-de-pied derrière” que combinado con el “piqué” y el “relevé” hacen que una gran cantidad de músculos se activen para que finalmente, la pierna contraria se levante hacia atrás en “arabesque” en conjunto con una extensión de la columna.

Se estudió un grupo de 20 bailarinas de las cuales 9 son bailarinas experimentadas (BE) y 11 bailarinas en etapa de iniciación (BI). Se les realizó un análisis cinemático, baropodométrico y electromiográfico.

Se observaron diferencias en los ángulos de elevación de la pierna no dominante. Las BE alcanzaron mayor ángulo de elevación de la pierna y presentaron menor inclinación anterior del tronco, lo que proporciona una mejor ejecución del gesto en comparación con las BI, pues para ganar altura de la pierna activa éstas presentaron mayor

inclinación anterior del tronco.

Se encontró una mayor presión en el primer metatarso para ambos grupos, con inclinación hacia el primer dedo.

Para la activación muscular se observó que las BI tenían valores de RMS (Root Mean Square) más bajos que las BE, lo que puede indicar que las BI presentan menor activación de las fibras musculares, observándose mayor actividad eléctrica en el gastrocnemio externo de la pierna dominante.

Palabras claves: *ballet, relevé, piqué, “arabesque” “cou-de-pied”, biomecánica, electromiografía, baropodometría, cinemática.*

INTRODUCCIÓN

En el ballet no solo interviene la fuerza y el rigor del bailarín, sino que este también se ve afectado por las posturas que se generan a la hora de desarrollarse.

Gran parte de las lesiones en el bailarín/na se deben a sobrecarga de tipo postural y/o a gesto repetitivo. Principalmente se localizan en el pie y en el tobillo, y las más frecuente son hallux valgus, hallux rigidus, sesamoiditis/osteoneocrosis, metatarsalgias y tendinopatias del flexor del dedo gordo y del tendón Aquiles. (Núria, y otros, 2006).

Para soportar la carga completa en un solo pie se requiere fuerza en los músculos de los metatarsos (músculos interóseos de los pies) ya que es un área pequeña de soporte para el pie. Los gastrocnemios internos y externos, el sóleo, peroneo lateral y abductor del dedo gordo también soportan una gran cantidad del peso puesto que deben estar ejercitados y fortalecidos para soportar dicha carga; mientras que la otra pierna necesita flexibilidad y fuerza para poder levantarse hacia atrás para que en conjunto con la espalda pueda aumentar la altura. (Núria, y otros, 2006) En este estudio comparativo se podrá determinar los factores de

riesgos asociados a la técnica que desempeñan las bailarinas, ya que por medio del análisis se ayudará a corregir posturas y fuerzas para así evitar posibles lesiones.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se estudiaron 20 bailarinas de ballet clásico con un promedio de edad de 18.6 años (desviación estándar [DE]=4.87), talla de 1,59m (DE=0.06) y peso 50.94 Kg (DE=8.35). Algunas presentaron antecedentes de lesiones musculares y cirugías previas, pero al momento de realizar mediciones no se reportó dolores o molestias que pudieran afectar la realización del gesto. Las bailarinas realizaron un precalentamiento antes de iniciar el ejercicio.

Se explica con antelación el protocolo a seguir el cual fue aceptado por el comité de ética de la Institución Universitaria ITM (Instituto Tecnológico Metropolitano).

Tras firmar el consentimiento informado, se les colocaron los sensores y se les pidió que realizaran los siguientes gestos:

1: Inicio del “*cou-de-pied derrière*” con “*demi-plié*” (Figura 1 y 2)

2: El pie que está en “*cou-de-pied derrière*” pasa adelante a hacer un “*piqué*” de manera que cuando apoya el “*piqué*” es cuando ingresa a la plataforma. (Figura 3)

3: El pie dominante que hace el “*piqué*”, pasa a hacer “*relevé*” en el suelo y el otro pie en “*arabesque*” procurando una máxima extensión de cadera “. (Figura 4)

4: Sostener la postura por unos cuantos segundos.



Figura 1. “*cou-de-pied derrière*”
vista frontal



Figura 2. “*cou-de-pied derrière*”
vista sagital



Figura 3. “*Piqué*”



Figura 4. “*Piqué arabesque*”

Para el registro cinemático se utilizó el equipo Balsler acA 640-120 gc basado en 5 cámaras de alta velocidad con una resolución de 658x492 px para el análisis tridimensional del movimiento y marcadores reflectivos usando el protocolo DAVIS modificado para ubicarlos sobre puntos de referencia óseos específicos para el análisis de los ángulos y la velocidad. (Figuras 5 y 6)



Figura 5. Colocación de marcadores
vista anterior

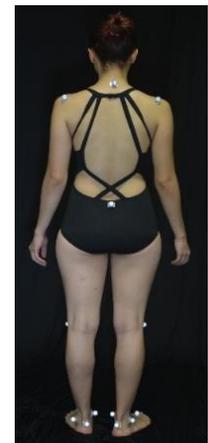


Figura 6. Colocación de marcadores
vista posterior

Se obtuvieron los ángulos del tobillo y rodilla en “demi-plié”, ángulo de elevación de la pierna activa y el ángulo de extensión de columna respecto a la pierna activa. (Figuras 7, 8, 9 y 10)

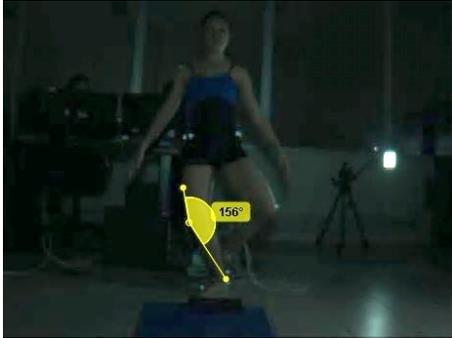


Figura 7. Ángulo de rodilla “demi-plié”



Figura 8. Ángulo de tobillo “demi-plié”

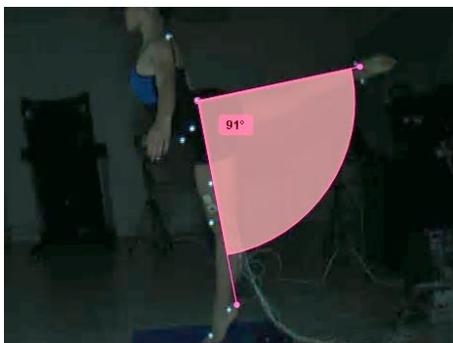


Figura 9. Ángulo de elevación de la pierna activa



Figura 10. Ángulo de extensión de columna respecto a la pierna activa.



Figura 11. Cálculo de la velocidad

Luego de tener todos los ángulos se procedió a calcular la velocidad promedio y máxima para cada intento. (Figura 11)

Para el registro cinético se utilizó la plataforma portátil Ecowalk para medir las presiones plantares con su respectivo software de procesamiento de datos EcoFoot para identificar la distribución de la presión plantar del pie dominante de la bailarina.

Se utilizó un electromiógrafo de superficie telemétrico de 8 canales modelo PL3516 con su software Labchart para la adquisición de datos de la actividad eléctrica de los diferentes músculos.

Se registró la actividad muscular siguiendo las instrucciones en la normativa del Proyecto SENIAM (electromiografía de superficie para la medida no invasiva de los músculos) que es una acción concertada europea en el Programa de Salud e Investigación Biomédica (BIOMED II) de la Unión Europea. (Hermens , y otros, 2006).

Se colocaron electrodos bipolares de superficie 3M, paralelos a las fibras musculares y con una separación de 2 cm en la extremidad inferior de la bailarina. Se realizaron las siguientes pruebas para identificar los músculos y ubicar correctamente los electrodos:

Gastrocnemio interno y externo: Se realizó la prueba de flexión plantar del pie, tirando del talón hacia arriba además de empujar la parte delantera del pie hacia abajo. Se solicitó a la bailarina que hiciera “relevé”.

Sóleo: En posición de “relevé” se ubicaban en medio de los gastrocnemios y ligeramente hacia abajo.

Vasto externo del cuadriceps: En “relevé” se palpaba la parte externa del muslo.



Figura 12. Gastrocnemio externo e interno, sóleo y conexión a tierra



Figura 13. Vasto lateral del cuadriceps

Los datos obtenidos después de la medida, fueron extraídos del software Labchart para luego ser analizados en Matlab. Se utilizó una frecuencia de muestreo de 1000Hz para registrar 500Hz según el teorema de Nyquist ya que el canal de información está entre los 20 Hz a los 500Hz y la concentración de energía está entre los 50 Hz a los 150Hz. Se implementó un filtro Notch (60Hz) para disminuir el ruido del ambiente, y una pasa banda de 20Hz a 499Hz (Cifuentes Gonzales , 2010).

Tras el filtrado de la señal electromiográfica, se procedió al cálculo del RMS con el fin de obtener un parámetro de la energía disipada por el músculo durante la realización del ejercicio. (Romo, Realpe , & E, 1 de junio de 2007) (González, 2007) (Orozco Gutiérrez., Betancourt Orozco., & Giraldo Suárez, 2005).

Para el tratamiento de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS 15.0. con las pruebas

Kolmogorov y Shapiro para determinar la normalidad de los datos.

Se calcularon diferentes parámetros para la descripción de la muestra (media y desviación estándar) para las variables que mostraron normalidad realizadas con la prueba t de student. Para las variables que no presentaron normalidad se calcularon el coeficiente de asimetría y la medida de curtosis.

RESULTADOS

Las variables cinemáticas correspondientes a los ángulos presentaron normalidad mientras que las variables de baropodometría, velocidad y electromiografía presentaron una distribución no normal. Por lo tanto, para la comparación de los ángulos se aplicó la prueba de t de student ya que el tamaño de la muestra es demasiado pequeño. El nivel de significación para todo el estudio se consideró en 0,05. (Tabla1). Para las variables que presentaron una distribución no normal se calcularon el coeficiente de asimetría y la medida de curtosis.

Características	Grupo	Media	Varianza	Nivel de significancia p
Ángulo de tobillo "demi-plié" [°]	BI	81.245	51.888	0.270
	BE	83.200	32.871	
Ángulo de rodilla "demi-plié" [°]	BI	159.100	73.842	0.870
	BE	158.437	69.391	
Ángulo de elevación de la pierna activa [°]	BI	76.310	57.829	0.004
	BE	88.587	63.072	
Ángulo de extensión de columna respecto a la pierna activa [°]	BI	119.030	53.684	0.034
	BE	110.137	72.939	

Tabla 1. Resultados comparativos. Ángulos articulares.

Se determinó el grado de asimetría a los datos no paramétricos para identificar como tienden a

reunirse los datos, es decir la frecuencia que se encuentra dentro de la distribución.

Para estas distribuciones se observó que en la mayoría de los datos se presenta una simetría positiva con sesgo hacia la derecha; lo que significa que la posición de los datos es hacia la derecha del valor de la media.

A continuación, se describe la concentración de cada una de las variables según el grado de agudeza o achatamiento encontrado, esta muestra donde los datos tienen mayor concentración.

- **Presión máxima:** la concentración de los datos fue platicurtica
- **Presión media:** para las BI se presentó concentración platicurtica mientras que para las BE una concentración leptocurtica, se puede afirmar que las BI tuvieron presiones similares mientras que las BE presentan una baja concentración en los valores arrojados.
- **Velocidad máxima:** la concentración de ambos grupos se presentó leptocurtica con una alta concentración.
- **Muslo:** la concentración de ambos grupos se presentó leptocurtica.
- **Soleo:** para las BI se presentó concentración platicurtica mientras que para las BE una concentración leptocurtica, se puede afirmar que las BI tuvieron presiones similares mientras que las BE presentan una baja concentración en los valores arrojados.
- **Gastrocnemio interno:** ambos grupos presentaron una concentración leptocurtica.
- **Gastrocnemio externo:** ambos grupos presentaron una concentración platicurtica.

Características	Grupo	Media	Coefficiente de asimetría	Curtosis
Presión máxima [kPa]	BI	2.534	1.022	-0.733
	BE	2.136	0.516	-0.716
Presión media [kPa]	BI	1.790	0.882	-0.589
	BE	1.420	2.979	8.907
Velocidad máxima [m/s]	BI	16.871	3.316	10.999
	BE	94.081	2.551	6.606
Voltaje Vasto lateral del cuádriceps [mV]	BI	0.296	1.684	2.202
	BE	0.513	1.951	4.558
Voltaje Sóleo [mV]	BI	0.263	0.895	0.631
	BE	0.953	1.184	0.422
Voltaje Gastrocnemio interno [mV]	BI	0.263	1.446	1.142
	BE	0.953	2.086	5.127
Voltaje Gastrocnemio externo [mV]	BI	0.700	0.234	1.359
	BE	1.152	0.397	1.743

Tabla 2. Resultados comparativos. Baropodometría, velocidad y electromiografía.

Distribución de las presiones

Para presión plantar se dividió la zona de apoyo del pie de la siguiente manera:

- Primer metatarsiano: zona 1
- Segundo metatarsiano: zona 2
- Tercer metatarsiano: zona 3
- Cuarto metatarsiano: zona 4
- Cuarto metatarsiano: zona 5
- Zona de metatarsos: zona 6

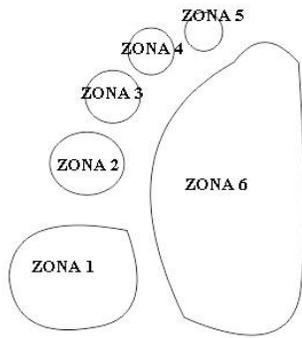


Figura 14. Clasificación de las zonas de presión

Después del análisis muestral se ha encontrado que la zona más utilizada en el gesto son las zonas 1, 2 y 6.

BI		BE	
Zona	Frecuencia de la zona (%)	Zona	Frecuencia de la zona (%)
1	90.90	1	88.88
2	40.90	2	61.11
3	36.36	3	27.77
4	31.81	4	55.55
5	40.90	5	38.88
6	95.45	6	100

Tabla 3. Frecuencia de zonas de presión

La Tabla 3 muestra cuantas veces se utilizaron las zonas de presión durante el "Piqué arabesque"

Electromiografía

Activación de los músculos en ambos grupos de bailarinas, en orden descendente. (Tabla 4)

BI	Activación [mV]	BE	Activación [mV]
Gastrocnemio externo	0.700	Gastrocnemio externo	1.201
Gastrocnemio interno	0.3241	Sóleo	0.975
Muslo	0.296	Gastrocnemio interno	0.521
Sóleo	0.263	Muslo	0.514

Tabla 4. Activación Muscular

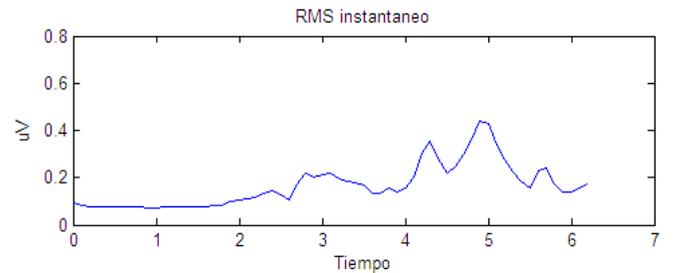
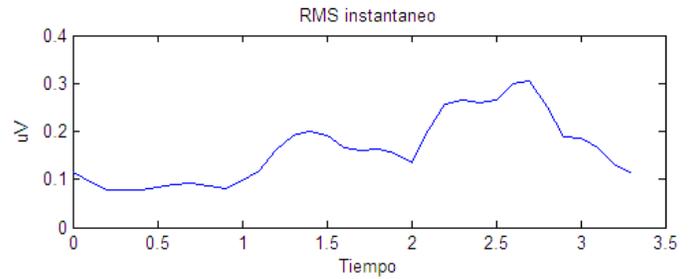


Figura 14. RMS BE (arriba) vs RMS BI (abajo) del vasto lateral del cuádriceps

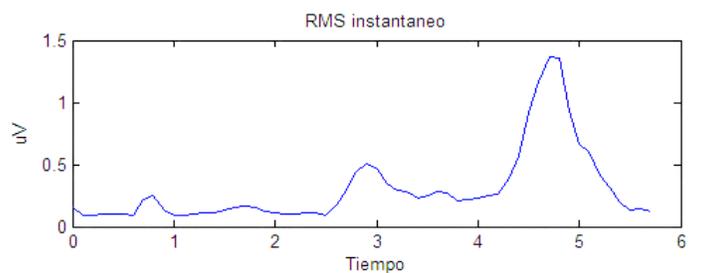
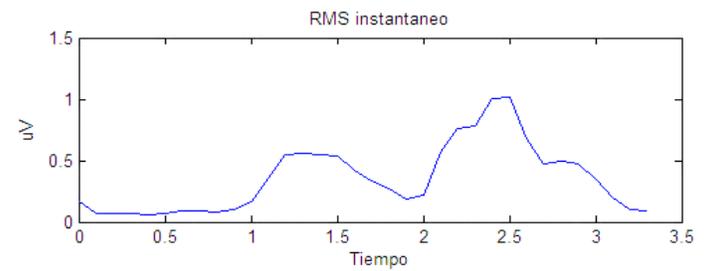


Figura 15. RMS BE (arriba) vs RMS BI (abajo) del sóleo.

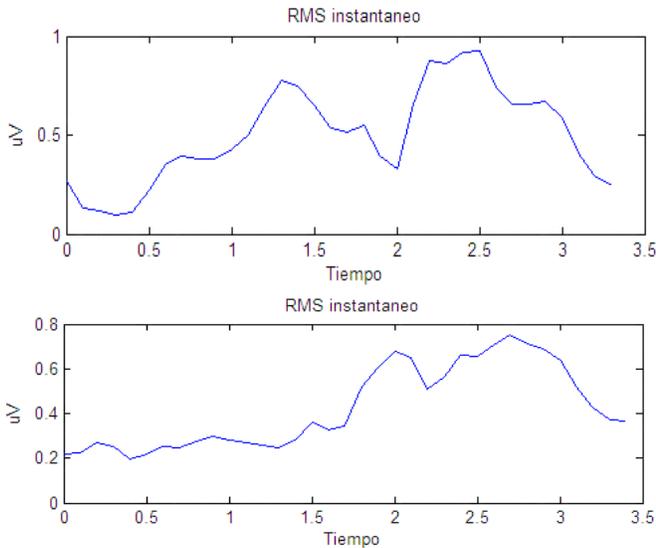


Figura 16. RMS BE (arriba) vs RMS BI (abajo) de gastrocnemio externo

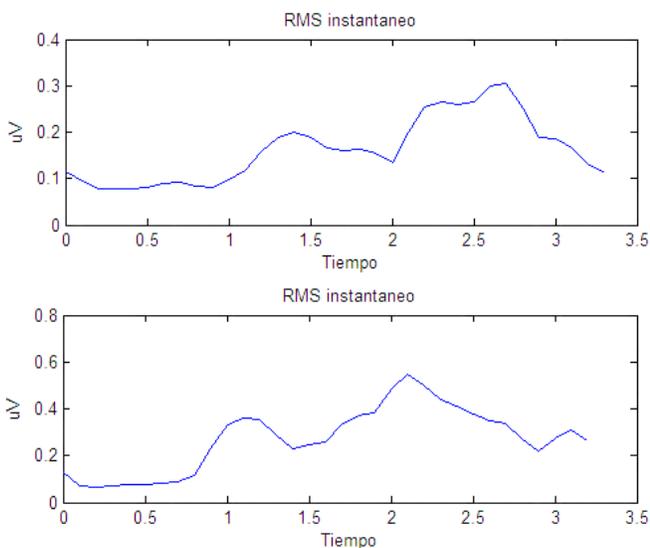


Figura 17. RMS BE (arriba) vs RMS BI (abajo) del gastrocnemio interno

Al iniciar el gesto se presenta poca activación muscular, debido a que al inicio del “*demi-plié*”, la pierna aún no está en posición de apoyo, pero a medida que aumenta la activación se incrementa la presión en los metatarsos generando una contracción máxima de los músculos, luego de alcanzar dicho tope máximo, se presenta un descenso rápido de la activación eléctrica. Estos resultados concuerdan con otros estudios cinéticos previos en bailarinas de ballet

reportados en la bibliografía. (Kadel, Fletcher, Segal, & Orendurff, 2006) (Núria, y otros, 2006) (Krasnow, MS, Virginia, Stecyk, Wyon, & Koutedakis, 2011)

Para los datos que presentaron distribución no normal se obtuvieron valores los cuales arrojaron una distribución no normal por ende se calcularon el coeficiente de asimetría y la medida de curtosis para contrastar si los datos de la muestra pueden considerarse que proceden de una determinada distribución.

La velocidad es una variable física que cambia según las capacidades de cada individuo y la preparación de cada bailarina para realizar la pose. Además, en la prueba no se estipuló un tiempo determinado para la realización del ejercicio y el recorrido de la pierna activa estaba sujeta al grado de elevación de la misma. Lo cual concuerda con la distribución no normal de la velocidad.

La presión plantar es otra variable que presentó una distribución no normal. En el “*relevé*” la distribución de las presiones depende de la forma en que la bailarina encuentra el equilibrio para soportar el peso del cuerpo durante la pose. De acuerdo a la variación del peso de la bailarina resulta la incidencia de la presión que se ejerce en la técnica del gesto.

A pesar de que la mayor parte del peso se encontró en los metatarsos y ligeramente hacia el primer dedo para ambos grupos, la distribución de carga es irregular entre ambos espacios muestrales.

Los datos electromiográficos también presentaron una distribución no normal debido a factores internos y externos que pueden afectar los músculos:

- Temperatura: La transición de un ambiente caluroso a otro gélido o a la inversa puede afectar los músculos, aunque en esta evaluación se les dio un ambiente similar a todas las bailarinas

ellas debían ingresar al laboratorio el cual tenía aire acondicionado.

- Corporal: se diferencia que había bailarinas más tonificadas que otras, lo que hacía más fácil palpar los músculos, este factor es externo para la evaluación ya que dependía de cada persona.

DISCUSIÓN

Con los años las posiciones realizadas por los bailarines son cada vez más exigentes en cuanto a la pierna en movimiento, de manera que esta sea levantada cada vez más alto de acuerdo a las capacidades del bailarín. (E, M, & P, 2009) (Yong, 2009)

Se observó que las BI con respecto a las BE presentaban flexión lateral de la columna lumbar al inicio del gesto, es decir, su cadera presentaba poca alineación con el tronco, lo cual se presenta por el soporte monopodal de la pierna de base en la fase “*demi-plié*”.

Las BE presentan mayor velocidad esto implica mayor impulso, se observó mayor grado de extensión tanto de la columna como de la pierna activa a diferencia de las BI que mostraron una velocidad menor que no es suficiente para obtener un buen impulso en la realización del gesto.

Al analizar el paso en el plano sagital, se observó que el ángulo de elevación de la pierna de las BE era mayor respecto a las BI. Esto se presenta debido a que las BI, mostraron una inclinación anterior del tronco, para poder ganar altura en la pierna activa que se eleva hacia atrás.

En cuanto a las presiones plantares, se observó que las zonas 1,2 y 6 son vitales para conservar el equilibrio del gesto, es allí donde se genera la mayor presión para soportar el peso del cuerpo. Son zonas de elevadas componentes de fuerza y movimientos coordinados a la hora de transmitir todas las tensiones del cuerpo sobre estas.

Para este gesto, el pie de apoyo en “*relevé*” por técnica debe estar “*en dehors*” y es allí donde

pasa a mostrar menos contacto de su superficie plantar con el suelo. Para mantener el equilibrio en esta posición de media punta con rotación externa se habría de poder apoyar la cabeza de los 5 metatarsianos, pero allí se presentaría la inversión y por ende la distribución de las fuerzas se debe equilibrar presentando la eversión y haciendo que haya más apoyo en el primer y segundo metatarsiano.

Kravitz et al. también observaron que la mayor parte del peso, en relevé, se distribuye sobre las cabezas del primer y segundo metatarsianos. Teniendo en cuenta que en los instantes precisos de impulso (despegue) y recepción de salto actúan importantes fuerzas de contacto con el suelo, y viendo que la superficie de contacto es tan pequeña, podemos deducir que ello comporta un elevado esfuerzo para esta zona, y hay que tenerlo en cuenta para comprender las patologías que se encuentran a este nivel (patologías por sobrecarga de la primera articulación metatarso-falángica y de las cabezas de los metatarsianos). Kravitz SR, Huber S, Ruziskey JA, Murgia CJ. (1987). Biomechanical analysis of maximal pedal (Ortigosa, 2010).

En cuanto a la medición de las variables electromiográficas, se observó que para ambos grupos el gastrocnemio externo presentó mayor actividad eléctrica en comparación con los demás músculos. En el ballet la posición de “*en dehors*” se debe evitar la inversión del pie, pues es un error técnico y pueden ocurrir lesiones. Esto puede tener influencia del músculo peroneo, su función es equilibrar las fuerzas laterales que actúan sobre el pie en el momento del relevé, realizando una acción de pronación colaborando en la flexión plantar y evita un gesto excesivo e inversión del mismo, este cumple una función similar a la del gastrocnemio externo

El músculo sóleo fue el segundo músculo de mayor activación en los experimentados pero el último en los principiantes. En el estudio biomecánico se observó que los experimentados tenían un mejor equilibrio y postura en comparación a los principiantes y por ende el sóleo trabaja en posiciones que de por sí son más inestables, es decir, mantener la

postura durante el “*relevé*” cuando hay que desplazar el peso hacia el antepié. El sóleo juega un papel muy importante en la estabilidad, la contracción de esta tira hacia arriba el talón y logra la flexión plantar, es decir aumentar el ángulo entre el pie y la pierna. (Lara Romero, Angulo Carrere & Llanos Alcazar, 1996) (Elena, 2015).

El vasto lateral fue musculo con menor activación en las BE, pero el tercero en las BI; pues éste trabaja más a nivel de la rodilla y es fundamental para la extensión de la misma. Para mantener el equilibrio se necesita fuerza por delante de la rodilla el cual está representado por el cuádriceps.

Se observó al comenzar el gesto se presentaba poca activación muscular en la fase del “*demiplié*” esto se debe a que el pie no está en apoyo, sino que está en “*cou-de-pied derrière*”. Aquí el tríceps sural (gastrocnemio interno, gastrocnemio externo, sóleo) está realizando flexión plantar, pero aún el vasto lateral no juega un papel importante. A medida que avanza el gesto vemos que la actividad comienza a pronunciarse, esto sucede en el “*piqué*”. En esta fase aún no hay apoyo, pero aquí todos los músculos están contraídos ya que para este paso se requiere la pierna activa para generar un buen soporte para luego apoyarse. Por último, la mayor contracción se logra en el “*arabesque*” cuando hay apoyo total sobre la pierna que realiza el piqué.

Para cada fase se encontró que los músculos se activaban simultáneamente con diferencias poco significativas en cuanto a secuencia de activación porque el movimiento se realizaba rápidamente y requería la acción sinérgica de todos los músculos para la ejecución del gesto. La actividad muscular para los cuatro músculos era más alta durante el ascenso al “*relevé*” y luego disminuyó una vez que se alcanzó tal posición.

En otros estudios también se llegaron a las mismas conclusiones, dando como resultado una mayor activación muscular durante el ascenso en “*relevé*” o en “*point*” y esta disminuía cuando se alcanzaba dicha posición en su totalidad. (Kadel, Fletcher, Segal, & Orendurff, 2006) (Núria, y otros, 2006) (Krasnow, MS, Virginia, Stecyk, Wyon, & Koutedakis, 2011)

GUIA

Según los resultados se recomienda:

-Para comenzar el gesto en “*demi-plié*” la cadera debe estar alineada con el tronco cuando se flexiona la rodilla de la pierna de base.

-Hacer mucho énfasis en la rotación externa para que esta sea trabajada desde la cadera y no sobre la rotación forzada de toda la extremidad. Es aquí donde aparece la pronación asociada a un efecto torsional sobre la estructura del pie junto con la rotación externa de la rodilla lo que puede ocasionar cargas posturales y lesiones musculoesqueléticas enfatizadas en la rodilla si esta no está bien tonificada.

-Trabajar la zona lumbar en relación con la extensión de la pierna hacia atrás para tonificar dichas áreas y poder mejorar la técnica y evitar posibles lesiones.

CONCLUSIONES

No se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos de estudio para los ángulos de tobillo en “*demiplié*” y rodilla en “*demiplié*”.

Los BE presentaban mayor extensión de la columna y tenían más elevación de la pierna activa con respecto a los principiantes.

A mayor velocidad se presenta un ángulo de elevación mayor de la pierna activa y mejor extensión anterior de la columna lumbar.

En la zona 1 la cual corresponde al primer metatarsiano se presentaron mayores presiones para ambos grupos.

El músculo que tuvo mayor activación tanto en las BE como en las BI fue el gastrocnemio externo debido a la existencia de la pronación para evitar la inversión del pie.

La actividad muscular para los cuatro músculos fue mayor durante el ascenso al “*relevé*”, pero

disminuyeron una vez que la bailarina llegó al máximo ángulo de elevación de la pierna.

El sóleo presentó mayor activación en las BE ya que este músculo está involucrado en la conservación del equilibrio.

La contracción del vasto lateral del cuádriceps actúa más a nivel de la articulación de la rodilla, estabilizándola y causando la extensión de la misma ya que para mantener el equilibrio se necesita fuerza por delante de la rodilla.

LÍNEAS DE FUTURO

Según los resultados obtenidos en el papel del gastrocnemio externo relacionado con la pronación, sería pertinente realizar un estudio de cómo es la influencia del peroneo lateral para este gesto y cómo actúa para evitar la inversión del pie.

AGRADECIMIENTOS

A la directora y codirector del proyecto de grado, asesores y profesores como Adriana Carmen Guerrero, Andres Felipe Orozco Duque y al fisioterapeuta Eduardo Zapata Quintero.

Al Ballet Folclórico de Antioquia y a Taglioni Ballet por permitirnos su población de bailarinas para la realización de este estudio.

BIBLIOGRAFÍA

Byhring, S., & Bo, K. (2002). Musculoskeletal injuries in the Norwegian National Ballet: A prospective cohort study. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sports*, 12, 365-370.

E, D., M, I., & P, H. (2009). A dance to the music of time: aesthetically-relevant changes in body posture in performing art. *PLoS One*.

Izzi, F. (9- 12 Noviembre, 2015). "Practical examples of instrumental evaluations of gaitin patients with movementdisorders". The role of functional assessment and rehabilitation in parkinson is disease and parkinsonisms. Siracusa,Italy.

Kadel, N., Fletcher, D., Segal, A., & Orendurff, M. (2006). Kinematic, Kinetic and Electromyographic (EMG). *Orthopedic research report*, 4.

Krasnow, MS, D., Virginia, W., Stecyk, S., Wyon, M., & Koutedakis, Y. (2011). *Biomechanical Research in Dance: Literature Review*, 21.

Lara Romero, M., Angulo Carrere, M., & Llanos Alcázar, L. (1996). *Actividad electromiográfica*. *Biomecánica*, 7.

Latarjet, M., & Ruiz Liard, A. (2004). *Anatomía Humana*. Panamericana.

Lewton-Brain, P., & Ecole Supérieure de Danse de Cannes Rosella Hight. (2009). *Dynamic Alignment, Performance Enhancement*. *International Association for Dance Medicine & Science*, 3.

Massó, N., Rey, F., Dani, R., & Gabriel, G. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*, 10.

Mayers, L., Judelson, D., & Bronner, S. (2003). The Prevalence of Injury among tap dancers. *Journal of Dance Medicine and Science*, 7(4), 121-125.

Núria, M., Germán, A., Ferran, R., Lluís, C., Daniel, R., & Silvia, G. (2006). Estudio de la actividad muscular durante el relevé en primera y sexta posición. *Apunts medicina de l'esport*, 149, 15-24.

Orozco Gutiérrez, Á., Betancourt Orozco, G., & Giraldo Suárez, E. (2005). Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial. 15.

Ortigosa, D. N. (2010). *El pie en la danza clásica*. Universitat Ramon Llull, Facultat de Ciències de la Salut, Barcelona, España.

Romo, H., Realpe, J., & E, P. (1 de junio de 2007). Análisis de Señales EMG Superficiales y su. *Avances en Sistemas e Informática*, 10.

Trepman, E., Gellman, R., Micheli, L., & De Luca, C. (1998). Electromyographic analysis of grand-plié in ballet and modern dancers. *Med Sci. Sports Exerc*, 13.