



# Universidad Autónoma de Querétaro

## Facultad de Enfermería

### ANÁLISIS BIOMECÁNICO EN LA TRANSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN A "POINTE" EN BAILARINAS DE BALLE

### TESIS

Que como parte de los requisitos  
para obtener el Título de la

### LICENCIATURA EN FISIOTERAPIA

Presenta:

Valeria Rodríguez Pacheco

Dirigido por:

LFT. Carlos Fernando Aranda González

M.I.M Verónica Hernández Valle

Querétaro, Qro. A 1 de marzo de 2021



Santiago de Querétaro 23 de febrero 2021.  
Patrimonio de la Humanidad.

**H. Comité de Titulación**  
**De la Facultad de Enfermería**  
**Universidad Autónoma de Querétaro**

Por este conducto, nos permitimos aprobar el trabajo *“Análisis Biomecánico en la transición de bipedestación a “pointe” en bailarinas de ballet”*. Elaborado por la alumna Valeria Rodríguez Pacheco pasante de la carrera de Fisioterapia, que reúnen los requisitos de un trabajo de **Tesis Individual** como modalidad de titulación.

Sin más por el momento, se extiende el presente dictamen para los fines que el comité considere pertinente.

**Atentamente**

**“Educo en la Verdad y en el Honor”**

 M.I.M Verónica Hernández Valle <b>Director de Tesis</b>	 Dra. Martha Leticia Martínez Martínez <b>Secretario</b>	 LFt. Karina González Zúñiga <b>Vocal</b>
 M.IM. María Eustolia Pedroza Vargas <b>Suplente</b>		 LFt. Fernando Martínez Duplan <b>Suplente</b>



## Resumen

**Introducción:** El pointe es una posición dentro del ballet clásico que se caracteriza por hacer la mayor plantiflexión posible, poniendo al primer y segundo dedo del pie como pilares de carga en un eje longitudinal (Kadel, 2006), los bailarines de ballet se someten a esta posición la mayoría del tiempo (Bowling, 1989); para poder cumplir con estos movimientos extremos los ligamentos tienden a incrementar la laxitud provocando una inestabilidad articular que aunado con movimientos repetitivo y posturas mantenidas incrementa el factor de riesgo lesivo (Tuckman, Werner & Bayley, 1991). Estudios previos arrojan tasas de incidencia de lesiones desde el 67 al 95% en bailarines de ballet; el pie y tobillo de un bailarín es el principal blanco lesivo correspondiendo entre un 34 a 62% de todas las lesiones (Dozzi & Winter, 1993) por lo que es necesario describir la biomecánica en la transición para disminuir el riesgo biomecánico. **Objetivo.** Describir la biomecánica en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de ballet clásico a través del modelo Oxford. **Material y métodos:** Estudio transversal descriptivo en 20 bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico. Se realizó una toma estática en posición anatómica y tres tomas dinámicas donde se realizó pointe cinco veces seguidas con pies ligeramente separados uno del otro, y piernas sin ningún tipo de rotación por medio del software Smart Capture. La fase 1 de bipedestación a pointe y la fase 2 de pointe a bipedestación. Se toman en cuenta las siguientes variables para su estudio: Edad de la bailarina, año de ballet al que llegó, años bailando, porcentajes de fase 1 y 2 derecho e izquierdo, cadencia derecho e izquierda, tiempo de ciclo Derecho e izquierdo, tiempo de fase 1 y 2 derecho e izquierdo, velocidad fase 1 y 2 derecha e izquierda. Se solicitó consentimiento informado y firmado. **Resultados:** El promedio de edad fue de  $24.40 \pm 6.57$  (19-43), años bailando ballet de  $13.65 \pm 8.10$  (4-36) y año de ballet al que llegó la bailarina de  $6.55 \pm 1.76$  (3-8). Las variables del miembro inferior pélvico derecho arrojaron los siguientes promedios: el tiempo total de ciclo de  $3.06 \pm .74$ , el tiempo de fase 1 de  $1.37 \pm .34$ , el tiempo de fase 2 de  $1.7 \pm .47$ , el porcentaje de fase 1 de  $44.8 \pm 5.71$  y el porcentaje de fase 2 de  $55.38 \pm 5.76$ . Las variables del miembro inferior pélvico izquierdo presentan los siguientes promedios: el tiempo total de ciclo de  $3.06 \pm .74$ , el tiempo de fase 1 de  $1.37 \pm .35$ , el tiempo de fase 2 de  $1.64 \pm .47$ , el porcentaje de fase 1 de  $45.11 \pm 7.98$  y el porcentaje de fase 2 de  $53.33 \pm 7.35$ . **Conclusiones:** Los análisis biomecánicos son una herramienta tecnológica de gran ayuda en el área de la salud que permiten evaluar y cuantificar el movimiento en un ambiente controlado utilizándolos como prevención, diagnóstico y tratamiento.

(**Palabras clave:** pointe, biomecánica, cinética, cinemática, ballet)



## Summary

**Introduction:** The pointe is a position in classic ballet that is characterized by making the greatest possible plantiflexion, placing the first and second toe as load-bearing pillars on a longitudinal axis (Kadel, 2006). Ballet dancers submit to this position most of the time (Bowling, 1989). To be able to fulfill these extreme movements the ligaments used to increase the laxity causing a joint instability that together with repetitive movements and maintained postures increases the injurious risk factor (Tuckman, Werner & Bayley, 1991). Previous studies have shown incidence rates of injury ranging from 67 to 95% in ballet dancers; a dancer's foot and ankle is the primary target of injury, accounting for 34 to 62% of all injuries (Dozzi & Winter, 1993). **Objective:** To analyze the biomechanics in the transition from standing to pointe in classical ballet dancers through the Oxford model. **Material and methods:** Descriptive transversal study in 20 dancers from second to eighth year of classic ballet. A biomechanical analysis is carried out using the Oxford model. A static shot was taken in an anatomical position and three dynamic shots where the dancers did pointe five times continued in the first closed position by the Smart Capture software. Phase 1 from standing to pointe and phase 2 from pointe to standing. The following variables are taken into account for the study Age of the dancer, year of ballet she arrived, years dancing, right and left phase 1 and 2 percentages, right and left cadence, right and left cycle time, right and left phase 1 and 2 time, right and left phase 1 and 2 speed. This research is classified as "minimal risk"; the study will be suspended when the participant wishes to stop. **Results.** The average age was  $24.40 \pm 6.57$  (19-43), years dancing ballet  $13.65 \pm 8.10$  (4-36) and year of ballet reached  $6.55 \pm 1.76$  (3-8). The variables of the right lower pelvic limb generated the following averages: the total cycle time of  $3.06 \pm .74$ , the phase 1 time of  $1.37 \pm .34$ , the phase 2 time of  $1.7 \pm .47$ , the percentage of phase 1 of  $44.8 \pm 5.71$  and the percentage of phase 2 of  $55.38 \pm 5.76$ . The variables of the left lower pelvic limb present the following averages: the total cycle time of  $3.06 \pm .74$ , the phase 1 time of  $1.37 \pm .35$ , the phase 2 time of  $1.64 \pm .47$ , the phase 1 percentage of  $45.11 \pm 7.98$  and the percentage of phase 2 of  $53.33 \pm 7.35$ . **Conclusions:** Biomechanical analyzes are a very helpful technological tool in the health area that allow the evaluation and quantification of movement in a controlled environment, using them as prevention, diagnosis and treatment.

(Key words: pointe, biomechanics, kinetics, kinematics, ballet)



## Dedicatorias

**A mi padre**, que estuvo apoyándome en todo momento, por enseñarme que puedo conseguir lo que me propongo con esfuerzo y dedicación.

**A mi hermano**, por su apoyo incondicional y por ser un ejemplo a seguir.

**A mis amigos**, por ser parte de mi familia también y su ejemplo de excelentes personas y profesionales.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Querétaro.

A mis profesores y maestros a lo largo de mi carrera universitaria.

A mi asesor de tesis Dra. Martha Leticia Martínez Martínez.

A mis compañeros de servicio social.

A la responsable del laboratorio universitario de biomecánica, Ing. Melissa Bass.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## Índice

<b>Contenido</b>	<b>Página</b>
<b>Carta de votos aprobatorios</b>	i
<b>Resumen</b>	ii
<b>Summary</b>	iii
<b>Dedicatorias</b>	iv
<b>Agradecimientos</b>	v
<b>Índice</b>	vi
<b>Índice de cuadros</b>	viii
<b>Índice de figuras</b>	viii
<b>Abreviaturas y siglas</b>	x
<b>I. Introducción</b>	1
<b>II. Antecedentes</b>	3
<b>III. Fundamentación teórica</b>	5
III.1 Anatomía de extremidad inferior	5
III.1.1 Conceptos generales	5
III.1.2 Planos y ejes de movimiento	5
III.1.3 Anatomía de rodilla	7
III.1.4 Anatomía tobillo y pie	8
III.2 Ballet	10
III.2.1 Historia	10
III.2.2 Pointe	11
III.2.3 Factores de riesgo para el desarrollo de lesiones tendinosas	12
III.2.4 Lesiones frecuentes	13
III.3 Biomecánica	14
III.3.1 Conceptos generales	14
III.3.2 Leyes de Newton	15
III.3.3 Cadenas musculares en extremidad inferior	15
III.3.4 Biomecánica de rodilla	18



III.3.5 Biomecánica de tobillo y pie	20
III.3.6 Modelo biomecánico Oxford	22
<b>IV. Hipótesis de trabajo</b>	25
<b>V. Objetivos</b>	26
V.1 General	26
V.2 Específicos	26
<b>VI. Material y métodos</b>	27
VI.1 Tipo de investigación	27
VI.2 Población o unidad de análisis	27
VI.3 Muestra y tipo de muestra	27
VI.3.1 Criterios de selección	28
VI.3.2 Variables estudiadas	28
VI.4 Procedimientos	33
VI.4.1 Evaluación Biomecánica	33
VI.4.2 Toma de medidas antropométricas	34
VI.4.3 Análisis estadístico	35
VI.5 Consideraciones éticas	35
<b>VII. Resultados</b>	37
<b>VIII. Discusión</b>	48
<b>IX. Conclusiones</b>	51
<b>X. Propuestas</b>	52
<b>XI. Bibliografía</b>	53
<b>XII. Anexos</b>	59
XII.1 Hoja de recolección de datos	59
XII.2 Carta de consentimiento informado	60



## Índice de cuadros

Cuadro		Página
VII.1	Valores obtenidos	38

## Índice de figuras

Figura		Página
III.1.2.1	Planos y ejes del cuerpo humano	6
III.1.4.1	Segmentos funcionales del pie	9
III.2.2.1	Pointe	11
III.3.1.1	Ramas de la mecánica	14
III.3.3.1	Cadena de apertura	16
III.3.3.2	Cadena de cierre	16
III.3.3.3	Cadena de flexión	17
III.3.3.4	Cadena de extensión	18
III.3.4.1	Vista anterior de rodilla sin rótula con las principales estructuras estabilizadoras	20
III.3.5.1	Fases de la marcha	21
III.3.5.2	Movimientos del pie	22
III.3.6.1	Representación del modelo biomecánico Oxford Foot trackeado	24
VI.3.2.1	Representación del ciclo y las variables. BP: bipedestación, P: pointe, F1: fase 1 (sube de BP a P), F2 (baja de P a BP)	30
VI.5.1.1	Representación del ciclo	34
VII.1	Retropié Inversión-eversión en plano frontal	39
VII.2	Retropié Dorsiflexión- plantiflexión en plano sagital	39
VII.3	Retropié Rotación interna-externa en plano transversal.	40
VII.4	Mediopié Pronación-supinación en plano frontal	41
VII.5	Mediopié Dorsiflexión-plantiflexión en plano sagital	42
VII.6	Mediopié Aducción-abducción en plano transversal	43
VII.7	Antepié Pronación-supinación en plano frontal	43



VII.8	Antepié Dorsiflexión-plantiflexión en plano sagital	44
VII.9	Antepié Abducción- aducción en plano transversal	45
VII.10	Tobillo Inversión-eversión	46
VII.11	Tobillo Rotación Interna- externa	46
VII.12	Tobillo Dorsiflexión-plantiflexión	47

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## Abreviaturas y siglas

**PF1D:** Porcentaje de fase 1 derecho.

**PF1S:** Porcentaje de fase 1 izquierdo.

**PF2D:** Porcentaje de fase 2 derecho.

**PF2S:** Porcentaje de fase 2 izquierdo.

**TCD:** Tiempo total de ciclo derecho.

**TCS:** Tiempo total de ciclo izquierdo.

**TF1D:** Tiempo de fase 1 derecho.

**TF1S:** Tiempo de fase 1 izquierdo.

**TF2D:** Tiempo de fase 2 derecho.

**TF2S:** Tiempo de fase 2 izquierdo.

**RIE:** Retropié Inversión- eversión.

**RDP:** Retropié dorsiflexión- plantiflexión.

**RRIE:** Retropié rotación interna-externa.

**MPS:** Mediopie pronación-supinación.

**MDP:** Mediopie dorsiflexión-plantiflexión.

**MAA:** Mediopie aducción-abducción.

**APS:** Antepie pronación-supinación.

**ADP:** Antepie dorsiflexión-plantiflexión.



**AAA:** Antepié abducción- aducción.

**TIE:** Tobillo inversión-eversión.

**TRIE:** Tobillo rotación interna- externa.

**TDP:** Tobillo dorsiflexión-plantiflexión .

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## I. INTRODUCCIÓN

El ballet clásico se define como una danza escénica estilizada que desarrolla un argumento; presenta sus inicios en la época del renacimiento, en el siglo XV y XVI. Ha acompañado al hombre desde su existencia ya que es una herramienta para libertad de expresión que involucra atención, memoria, sensibilidad y emoción (Méndez, 2000).

Esta investigación se enfocó en realizar un análisis en la transición de una posición bipodal, que se describe como un apoyo simultáneo de las dos piernas en el suelo manteniendo una posición erguida, a una posición principal en el ballet llamada "pointe". El "pointe" es una posición de ballet clásico básico que se lleva a cabo a partir del segundo año practicando este deporte. Esta posición se caracteriza por hacer la mayor plantiflexión posible, poniendo al primer y segundo dedo del pie como pilares de carga en un eje longitudinal (Kadel, 2006).

Según la literatura, las lesiones más frecuentes son en tobillo y pie, debido a que los bailarines de ballet, se someten a esta posición la mayoría del tiempo (Bowling, 1989). Investigaciones previas refieren que el "pointe" reduce el porcentaje de peso en el impacto, debido a que el cuerpo está diseñado a recibir la carga en el calcáneo, pero, al modificar el apoyo en antepié y dedos, los músculos y estructuras periarticulares se ven en la necesidad de desacelerar para mitigar el impacto; sin embargo, estas estructuras no están diseñadas para la descarga de peso prolongada por lo que las exigencias de sobreuso desembocan en lesiones y deformidades (Dozzi & Winter, 1931; Kravitz, 1984; Chockley, 2008; Carter, Sato & Hopper, 2018).

Otro estudio previo menciona que, para poder cumplir con los movimientos extremos del ballet, como lo es el "pointe" en plantiflexión, los ligamentos tienden a incrementar la laxitud provocando una inestabilidad articular que aunado con movimientos repetitivo y posturas mantenidas incrementa el factor de riesgo lesivo (Tuckman, Werner & Bayley, 1991).

La importancia de haber realizado dicha investigación es describir las variables cinéticas, cinemáticas y espacio temporales en la transición de bipodal a pointe con el modelo Oxford para poder obtener información con validez científica que pueda servir al



gremio artístico concientizando al bailarín de sus movimientos para así, prevenir lesiones y poder beneficiar el gesto deportivo. A su vez, dar pauta a otras investigaciones relacionadas. Por ello se requirieron bailarines de ballet clásico que estuvieran cursando de segundo a octavo año, ya que, a partir de segundo año, son capaces de realizar “pointe” y además ya tienen las posiciones básicas consolidadas, lo cual nos beneficia ya que tienen al menos un año de experiencia practicando ballet clásico.

Para cumplir con el objetivo de la presente investigación, se realizó un estudio transversal descriptivo, para determinar las adaptaciones biomecánicas en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico de la Universidad Autónoma de Querétaro, Escuela de Danza Nijinsky y CAADI Consejo Académico de Arte y Danza Internacional A. C, a través del modelo biomecánico Oxford enfocado en el miembro inferior.



## II. ANTECEDENTES

El ballet ha sido una disciplina de la cual podemos realizar investigación debido a que requiere de diversas cualidades motrices para poderse llevar a cabo. Afortunadamente contamos con estudios previos que realizaron evaluaciones biomecánicas con modelos tridimensionales enfocados a diferente gesto deportivo.

Según Volchenkov en 2013, el ballet se basa en trayectorias lineales ya que partimos de la biomecánica, la cual involucra a la física donde nacen los vectores. Todas las fuerzas son vectores y el ballet tiene líneas de fuerza, la trayectoria de estas líneas de fuerza va aumentando la precisión de forma proporcional a la experiencia que desarrolla un bailarín. Él decidió evaluar 6 posturas distintas en el ballet con 24 bailarines que varían en experiencia con el objetivo de estimar el movimiento, la experiencia de los movimientos, precisión y clasificar los movimientos conforme lo anterior.

Otro estudio biomecánico tridimensional menciona que la abducción del pie es el movimiento dominante dentro de las posturas funcionales y forzadas dentro de la danza; sin embargo, se desea conocer la participación de las articulaciones propias de tobillo y pie ya que alcanzan grados mayores a los rangos normales en la danza. La investigación concluyó que la eversión del retropié, abducción del mediopié y pronación del pie son necesarias para realizar la primera posición básica en ballet sin importar que esta sea forzada o neutral (Carter, Bryant, & Hopper, 2019), gracias a esto podemos determinar parte de nuestra hipótesis dentro de la posición neutra en bipedestación. Este estudio refiere que se requieren más estudios tridimensionales para poder determinar dentro de la danza lo que se considera normal y anormal; por ello, lo que busca este protocolo es estudiar la transición de bipedestación a pointe para determinar la normalidad o anormalidad, generando a futuro una normativa.

Un estudio en 3D que se realizó en Taiwán investigó la biomecánica del tobillo de las bailarinas en relevé pointe, enfocándose principalmente en el arco del pie con el objetivo de estipular diferencias entre el lado dominante y el lado no dominante, a su vez utilizó dos plataformas de fuerza para determinar el movimiento segmentario y la fuerza de reacción de



la superficie al danzar. Los hallazgos encontrados fueron que ambos lados presentan los mismos patrones, pero en distintos momentos articulares por lo que con un estudio como el nuestro podemos favorecer a que los momentos articulares coincidan para generar estabilidad en el pointe (Lin, Su, & Wu, 2005).

Dirección General de Bibliotecas UAQ



### III. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

#### III.1 Anatomía de extremidad inferior

##### III.1.1 Conceptos generales

La anatomía es la ciencia que estudia la configuración, estructura interna y externa y su relación de los componentes del cuerpo humano (Gutiérrez, 2006; Moore & Dalley, 2009; Hall, 2011; Saladin, 2013). La fisiología es la ciencia que estudia la función y causa de fenómenos en el cuerpo humano (Hall, 2011; Saladin, 2013).

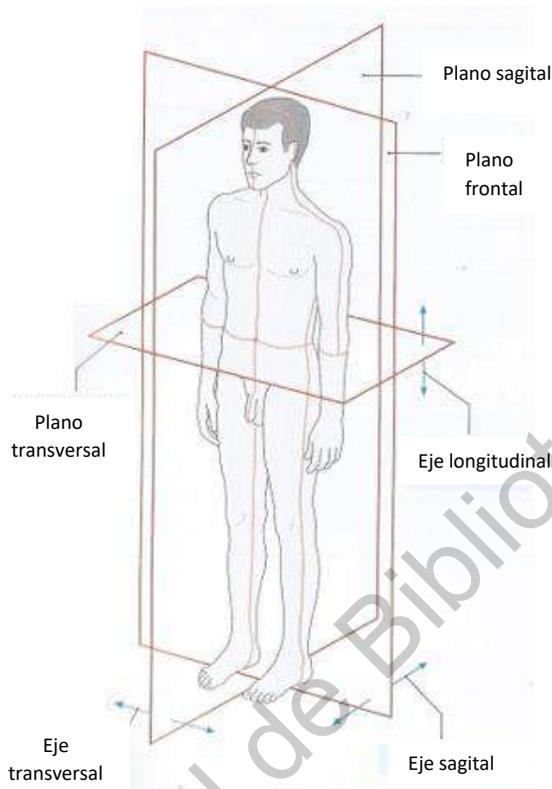
##### III.1.2 Planos y ejes de movimiento

Un plano es una superficie imaginaria que atraviesa y delimita al cuerpo donde se realiza movimiento para favorecer su estudio; existen tres planos diferentes: el sagital, el coronal y el transversal. (Latarjet & Liard, 2004)

Saladin, 2013). El primero es el sagital, que se caracteriza por ser anteroposterior y vertical, dividiendo al cuerpo simétricamente en derecha e izquierda. El segundo es el coronal o frontal, caracterizado por tener un sentido transversal y vertical dividiendo asimétricamente en anterior y posterior. Por último, se encuentra el horizontal o transversal, caracterizado por tener un sentido transversal asimétrico como su nombre lo indica, siendo perpendicular a los verticales, dividiendo en superior e inferior (Gutiérrez, 2006; Moore & Dalley, 2009; Latarjet & Liard, 2004).

El eje es una línea hipotética que atraviesa un plano de forma perpendicular, existen tres ejes diferentes: el sagital, el longitudinal, y el transverso. El primero es el eje sagital/ anteroposterior o ventrodorsal se caracteriza por cruzar el cuerpo de adelante a atrás de forma horizontal y perpendicular al plano sagital. El segundo es el longitudinal/vertical o superoinferior, éste cruza el cuerpo de forma vertical desde el cráneo hasta pies y es perpendicular al plano horizontal. El último es el eje transverso o también llamado laterolateral, cruza al cuerpo de forma horizontal siendo perpendicular al plano sagital (Figura III.1.2.1) (Moore & Dalley, 2009; Latarjet & Liard, 2004; Saladin, 2013).

Figura III.1.2.1. Planos y ejes del cuerpo humano.



Fuente: (Schunke,M; et al., 2015).

Una vez ya explicado los planos y su relación con los ejes, es necesario comprender que cada plano es capaz de realizar movimiento, es decir, en cada plano presenta un tipo de movimiento que es realizado por cada estructura del cuerpo humano dependiendo de su anatomía.

El plano sagital junto con el eje transversal únicamente realiza un movimiento de flexión y extensión en las articulaciones; el plano coronal, el cual trabaja con el eje anteroposterior es capaz de realizar lateralización, abducción y aducción, desviación radial y cubital e inversión y eversión. El plano transversal, junto con el eje longitudinal se encarga de realizar principalmente rotación, pronación y supinación y aducción y abducción (Nordin & Frankel, 2004; Latarjet & Liard, 2004; Saladin, 2013).



### III.1.3 Anatomía de rodilla

La rodilla podría considerarse como la articulación más amplia y compleja, está compuesta por tres huesos: fémur, tibia y rótula. (Latarjet & Liard, 2004; Saladin, 2013). El fémur es un hueso que forma parte de la extremidad inferior, es considerado como el hueso más fuerte del cuerpo humano; Su extremo distal está formado por los cóndilos medial y lateral, fosa intracondílea, la carilla rotuliana y el epicóndilo medial y lateral (Dufour, 2003; Saladin, 2013). La tibia se ubica en el lado anteromedial de la pierna y se articula con los cóndilos femorales (Dufour, 2003; Saladin, 2013). Finalmente se encuentra la rótula, que es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo humano, está formado en el tendón del cuádriceps en la cara anterior y en su cara posterior se articula con el cóndilo lateral de fémur (Moore & Dalley, 2009; Saladin, 2013).

La rodilla es una articulación sinovial en bisagra capaz de realizar movimientos de flexoextensión, y rotación; presenta dos articulaciones femorotibiales encargada de unir al fémur con la tibia, y una articulación femorrotuliana que se encarga de unir a la rótula y el fémur (Moore & Dalley, 2009; Latarjet & Liard, 2004; Saladin, 2013).

Esta articulación presenta un grado de complejidad debido a sus carillas articulares, ya que en el plano sagital el cóndilo femoral no corresponde con la concavidad del cóndilo tibial porque la carilla articular del cóndilo interno es cóncavo y el externo es convexo. Por ello su estabilidad depende principalmente de los músculos periarticulares y ligamentos propios de la articulación (Moore & Dalley, 2009; Latarjet & Liard, 2004).

La cápsula articular es una membrana fibrosa que cubre las estructuras internas de la cavidad articular que no están revestidas por el cartílago. Esta capa se origina en el fémur, cerca del margen articular de los cóndilos (Moore & Dalley, 2009).

Los ligamentos podemos dividirlos en dos partes: los intracapsulares y los extracapsulares. Dentro de los intracapsulares está el ligamento cruzado anterior y el ligamento cruzado posterior que se encuentran en la zona intracondílea. El ligamento cruzado anterior tiene la finalidad de evitar el desplazamiento anterior de la tibia hacia anterior. El ligamento cruzado posterior evita el desplazamiento de la tibia hacia posterior (Moore & Dalley, 2009; Mall, Lee, Cole & Verma, 2013; Saladin, 2013).



Los ligamentos extracapsulares, como su nombre lo indica, están fuera de la capsula articular. Entre ellos se encuentra el rotuliano, el colateral lateral y colateral medial. El propósito del ligamento rotuliano es evitar una distracción en sentido femorotibial, el objetivo del colateral lateral es evitar el varo y la función del ligamento colateral medial es evitar las fuerzas de valgo (Moore & Dalley, 2009; Saladin, 2013).

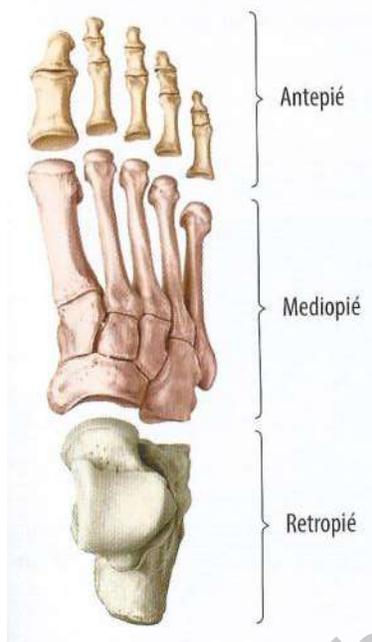
Los meniscos son dos estructuras de fibrocartilago con forma semilunar que se encuentran entre la superficie articular de los cóndilos femorales y tibiales, cuyo objetivo es la absorción y distribución de cargas e impacto. Se unen a la tibia por los ligamentos colaterales por lo que presentan el mismo movimiento que la tibia (Dufour, 2003; Nordin & Frankel, 2004; Latarjet & Liard, 2004; Cailliet, 2017).

### III.1.4 Anatomía tobillo y pie

El tobillo es una articulación que se compone por el astrágalo, maléolo tibial medial y maléolo peroneo lateral. Dentro de la parte ósea se distingue la mortaja peroneotibioastragalina, que se compone por la parte distal de la tibia y el peroné en unión con el astrágalo; es importante destacar que el maléolo del peroné se encuentra más distal que el maléolo de la tibia. Debajo del astrágalo se encuentra el calcáneo conocido coloquialmente como el talón, estos dos huesos son la primera fila de los huesos tarsianos. Por delante se encuentra la segunda fila del grupo tarsiano conformado por el escafoides, el cuboides, las 3 cuñas y las falanges (Quiroz, 2006).

El pie tiene la capacidad de cambiar de rígido a flexible dependiendo de la superficie, las actividades que van a realizarse. Presenta veintiséis huesos, de ellos catorce forman parte de las falanges, cinco metatarsianos y siete tarsianos. Para su estudio, el pie se divide en 3 segmentos: antepié, retropié y mediopié (Figura III.1.4.1) (Voegeli, 2003).

Figura III.1.4.1. Segmentos funcionales del pie.



Fuente: (Schunke,M; et al., 2015).

Las articulaciones del tobillo y pie son: la articulación peroneotibioastragalina formada por la porción distal de la tibia, peroné y el astrágalo, la subastragalina entre el astrágalo y el calcáneo, la medioastragalina o de Chopart entre el astrágalo, el escafoides y el cuboides, la de Lisfranc entre las cuñas, cuboides y los metatarsianos, la metatarsofalángica entre cada metatarsiano y las falanges proximales y las interfalángicas proximales y distales (Inman, 1976).

En cuanto a los ligamentos del tobillo se encuentran el ligamento lateral medial o deltoideo que cuenta con 3 haces: el tibioastragalino anterior, el glenoideo que es medial y el tibioastragalino posterior; el ligamento colateral lateral conformado por 3 haces: el peroneoastragalino anterior, el calcaneoperoneo que se encuentra en la zona medial y el peroneoastragalino posterior. Estos ligamentos proporcionan mayor estabilidad ya que permiten al pie regresar a la posición neutra (Cailliet, 2017). Además de estos se encuentran los ligamentos anterior y posterior que son engrosamientos de la cápsula calcánea y la sindesmosis tibioperonea (Vilador A., 1984; Quiroz, 2006).



En los ligamentos del pie se reconocen principalmente los de la articulación de Chopart que son el calcaneoastragalino interóseo, el calcaneoastragalino posterior, el calcaneoastragalino externo y el calcaneoastragalino interno (Viladot, Lorenzo, Salazar & Rodríguez, 1984).

La miología de pie está compuesta por parte muscular extrínseca e intrínseca. La musculatura intrínseca se clasifica dependiendo la zona en donde se encuentre, es decir, en dorsal y plantar. En la zona dorsal encontramos el pedio y parte dorsal de los interóseos; y en la zona plantar se encuentran los músculos propios del meñique, propios del pulgar, lumbricales, interóseos y accesorios flexoextensores. La musculatura extrínseca se divide según la zona, es decir, en anterior, lateral y posterior. En la zona anterior se presenta el tibial anterior, extensores de los dedos y peroneo anterior; en la zona lateral se encuentran los peroneos laterales largo y corto; y para finalizar, en la zona posterior habitan los flexores de los dedos, tibial posterior, poplíteo, tríceps sural y plantar delgado (Latarjet & Liard, 2004).

## **III.2 Ballet**

### **III.2.1 Historia**

Torres define "Ballet" en 1993 como una Danza escénica estilizada que ha acompañado al hombre desde su existencia. Tiene sus inicios en los siglos XV y XVI en la época del renacimiento en Europa; tuvo sus inicios principalmente en Francia, por ello todos los movimientos que son descritos se explican en francés. Su principal auge fue en Rusia, sin embargo, hasta 1930 que empezó en América (Méndez, 2000).

Cabrera menciona en 1996 que surge el ballet de Corte o "Ballet de Cour" en las cortes reales de la nobleza en Francia a consecuencia del tipo de vida que dejó la edad media; donde había desigualdad de recursos. Los nobles solían presumir sus riquezas y para ello ofrecían banquetes; al iniciar el renacimiento se incluían los entremeses donde se realizaban espectáculos con desfiles, carros alegóricos y en ocasiones Ballet.

Al principio el Ballet junto con todas las demás danzas escénicas era exclusivo para varones, fue hasta el año de 1661 donde Luis XIV mandó crear la Real Academia de Danza donde ya era permitido incluir mujeres. Desde entonces la perspectiva del Ballet clásico cambió por completo ya que además de incluir mujeres en la academia, destacó la bailarina Mile Lafontaine, quien ganó el título Reina de la Danza. Otro personaje importante en la historia del Ballet es Pierre Beauchamp ya que gracias a él se pudieron obtener las 5 posiciones básicas de pies de Ballet usadas en la actualidad, conforme pasó el tiempo estas posiciones evolucionaron a otras nuevas, entre ellas el pointe (Torres A., 1993).

### III.2.2 Pointe

En el ballet existen posiciones básicas clásicas, una de ellas es el pointe (Figura III.2.2.1), que se caracteriza como una máxima flexión plantar con los dedos de los pies en una posición neutra sobre la línea longitudinal del pie. Para realizar esta posición es necesario un amplio arco de movimiento en tobillo al hacer plantiflexión, fuerza de todos los músculos intrínsecos del pie y el uso de la musculatura periarticular de tobillo para favorecer la estabilidad y control de carga y peso (Kadel N, Boenisch M, Teitz C & et al, 2005).

Figura III.2.2.1. Pointe.



Fuente: propia.



Kadel refiere en 2006 y Bankoff en 2002 que el peso corporal en esta posición recae sobre el tobillo y la punta del primer y segundo dedo; los dedos llegan a soportar cargas dependiendo de la longitud de las falanges de entre 0.14 y 0.58 mega pascales; si se realiza pointe con zapatos de puntas la carga puede distribuirse hasta 1.5 megapascales. Se realizó un estudio con once cadáveres recién congelados de los cuales no sabían edad ni sexo, se incrustaron clavos Kishner en el mediopié, posteriormente sometieron al pie a pointe con puntas con una carga de 68 kg, consecutivamente diseccionaron la articulación de Lisfranc para observar la integridad de los ligamentos; concluyeron que al usar las puntas se logra mayor coaptación articular y hay una distribución de cargas de un 80%; por lo que se demostró que las puntas son benéficas para prevención de lesiones y mayor estabilidad (Kadel N, Boenisch M, Teitz C & et al, 2005).

El zapato de puntas está compuesto de capas de papel, pegamento y telas como el satín, lienzo o cuero. La puntera es dura por sí sola, sin embargo, la mayoría de los zapatos de punta se vuelven suaves y flexibles dependiendo del uso. Un primer bailarín es capaz de usar de dos a tres zapatos de punta diferentes durante una presentación, ya que los zapatos de punta suaves o muy usados pueden contribuir a lesiones (Kadel, 2006).

### **III.2.3 Factores de riesgo para el desarrollo de lesiones tendinosas**

Los bailarines de ballet clásico presentan varios factores de riesgo, el principal es el rango de movimiento aumentado ya que un bailarín que presenta hipermovilidad o hiperlaxitud es propenso a desarrollar lesiones tendinosas por sobreuso. Otro factor importante son las anomalías anatómicas congénitas como la escoliosis (Bankoff, et al., 2002; Russell, Kruse, Nevill, Koutedakis & Wyon, 2010; Márquez A, 2013).

Es necesario darles importancia a las técnicas de ballet y a la disciplina en el entrenamiento debido a que, si no se realiza correctamente el gesto deportivo o no haberlo practicado lo suficiente durante un periodo considerable para llegar a una adaptación, se incrementa el riesgo de lesión a la ejecución (Márquez A, 2013).

En el año 2013, Márquez señala que al presentar inestabilidad postural y/o desbalances musculares que causen o potencialicen la hipermovilidad se incrementa el



riesgo no solo de una lesión musculoesquelética, sino también aumenta la posibilidad de padecer algún tipo de trastornos alimenticios, amenorrea y osteoporosis.

### III.2.4 Lesiones frecuentes

Además de arte, el ballet se cataloga como un deporte de alta exigencia atlética ya que requiere una preparación de las capacidades motrices básicas y coordinativas como fuerza, resistencia, velocidad, flexibilidad y coordinación neuromuscular. Los movimientos que se exigen en el ballet son extremos y son caracterizados por rangos de movimientos muy amplios, fuerza estática y dinámica, estabilidad corporal central y un balance permanente. Por ello, distintas estructuras del aparato locomotor, como hueso, músculo y ligamento, son sometidos a cargas prolongadas provocando que los bailarines presenten un alto factor de riesgo de padecer lesiones musculoesqueléticas durante el entrenamiento y/o las presentaciones (Kravitz, 1984; Bankoff, et al., 2002; Russell, Kruse, Nevill, Koutedakis & Wyon, 2010; Márquez A, 2013).

Según Bowling (1989), las zonas con lesiones predominantes en los bailarines de ballet son en extremidad inferior. El 29% son lesiones en tobillo, el 18% son lesiones en pie, el 10.5% son lesiones en rodilla, el 9% son lesiones en cadera, el 8% son lesiones en columna lumbar, el 8% son en columna cervico dorsal, el 6.5% las cataloga como miembro inferior en general, y el 6% presentó lesiones en hombro.

Finalmente se pueden identificar las cuatro patologías más prevalentes en bailarines de ballet clásico; la primera es el esguince de tobillo causado principalmente en la posición de relevé o pointe por piruetas o giros, acompañados de una debilidad muscular (Robertson, 1967); la segunda es la fractura generalmente por estrés de los metatarsianos en las posiciones de relevé, pointe y echappée asociado a una debilidad en el antepié y dedos (Albisetti, 2010); la tercera es la tendinopatía aquilea originada por un uso excesivo con rodillas extendidas completamente y bailar con mucha carga en la zona posterior (Freese, 2006); y la cuarta es la uña encarnada producida cuando la uña del primer dedo del pie se tiene muy curvada en los laterales y se hunde en la carne verticalmente (Howse, 2011).

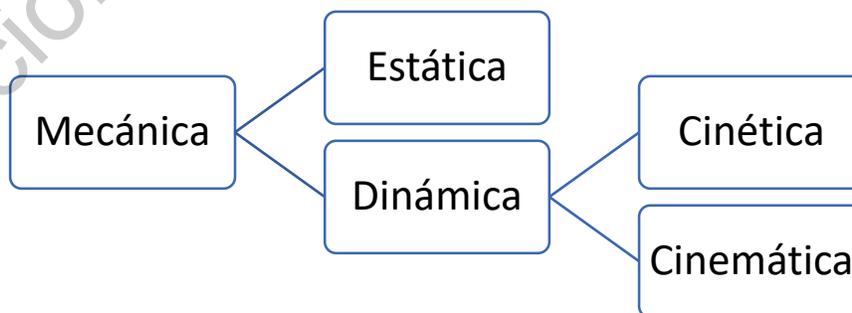
### III.3 Biomecánica

#### III.3.1 Conceptos generales

La biomecánica se define como una ciencia que estudia y analiza el movimiento tomando en cuenta múltiples posiciones en relación a variables cinéticas, cinemáticas y espacio temporales en relación a estructura y función de un problema biológico en condiciones de tensión prolongada, repentinas o fulminantes. Para su estudio se divide en estática y dinámica fulminantes (Burstein, 2001; Nordin & Frankel, 2004; Kapandji, 2006; Stewart & Hall, 2006).

La estática es una rama de la mecánica que estudia el equilibrio de un cuerpo mientras se esté en reposo; la dinámica estudia lo contrario, es decir, movimiento, fuerza y sus causas sobre el mismo objeto, a su vez se divide en cinética y cinemática (Cailliet, 2017). La cinética estudia el movimiento de un cuerpo bajo la influencia de fuerzas externas, tomando en cuenta las causas de movimiento, así como las leyes de Newton. La cinemática estudia el efecto del movimiento sobre un cuerpo sin tener en cuenta causas, fuerzas o masas analizando variables como trayectoria, velocidad y aceleración (Figura III.3.1.1) (Nordin & Frankel, 2004; Kapandji, 2006; Marrero, 2006; Miralles, 2008; Hernández, 2014).

Figura III.3.1.1. Ramas de la mecánica.



Fuente: propia.



### III.3.2 Leyes de Newton

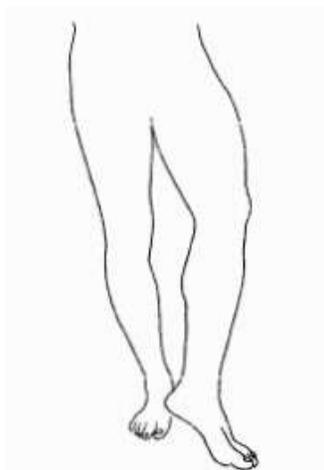
Las leyes de Newton son tres principios que dan solución a problemas biomecánicos. Las leyes son: ley de la inercia, ley de la acción, y ley de la acción-reacción. La primera ley describe que cualquier objeto siempre está en reposo y que es necesario una fuerza externa para poder moverlo. La segunda ley hace referencia a la acción, es decir, una fuerza aplicada a un cuerpo presentará una aceleración que será proporcional entre sí. La última ley es la de acción y reacción, esta ley estipula que con cada acción obtenemos una reacción equivalente y que las fuerzas de reacción entre los dos puntos de masa son de igual magnitud, opuestas y colineales (Nordin & Frankel, 2004; Kapandji, 2006).

### III.3.3 Cadenas musculares en extremidad inferior

Cuando se pretende hacer un análisis de movimiento es requisito poder identificar cadenas cinéticas, es decir, los segmentos fijos o móviles dentro de un movimiento o actividad ya que de esto depende la línea de fuerza y dirección. Para fines prácticos nos enfocaremos en las dos cadenas mayor usadas que toman en cuenta los segmentos: la cerrada y la abierta. La cadena cerrada se refiere cuando el extremo distal está fijado; la cadena abierta es cuando el segmento distal es móvil (Fleming, Oksendahl, & Beynnon, 2005; Carrie & Lori, 2006; Martín Urrialde & Mesa Jiménez, 2007; Busquet, 2007; Truque, López, Núñez, Rojo, & Uribe, 2014).

El cuerpo humano trabaja por cadenas musculares para mejorar la calidad del movimiento. Al enfocarnos en la extremidad inferior podemos identificar cuatro cadenas musculares: flexión, extensión, pronación y supinación. La cadena de supinación de miembro inferior, también llamada de apertura abarca los movimientos que logran llevar el cuerpo hacia arriba tomando en cuenta que estamos en bipedestación, es decir, aumentando su talla. Los movimientos son: retroversión de pelvis, abducción de cadera, rotación lateral o externa de cadera, varo, rotación lateral o externa de tibia, inversión de pie y abducción de pie (Figura III.3.3.1) (Busquet, 2007).

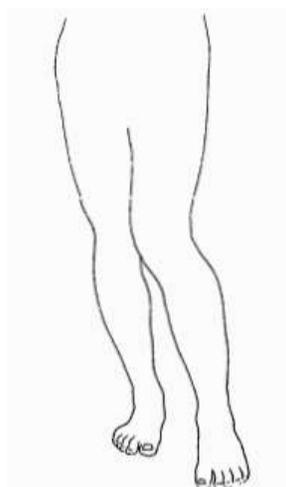
Figura III.3.3.1. Cadena de apertura.



Fuente: (Busquet, 2007).

La cadena de pronación, también llamada de cierre hace lo contrario que la cadena de supinación ya que el movimiento que realiza esta cadena es llevar el cuerpo hacia abajo, tomando en cuenta que estamos en bipedestación. Los movimientos son: anteversión de pelvis, aducción de cadera, rotación interna de cadera, valgo, rotación interna de tibia, eversión de pie y aducción de pie (Figura III.3.3.2) (Busquet, 2007).

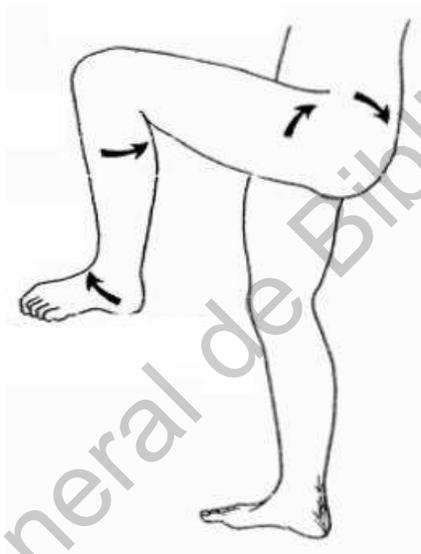
Figura III.3.3.2. Cadena de cierre.



Fuente: (Busquet, 2007).

La cadena de flexión, como su nombre lo indica, realiza un movimiento de flexión; en términos coloquiales esta cadena busca acercar las extremidades al centro gravitatorio como en “posición fetal”. Los movimientos son: retroversión de pelvis, flexión de cadera, flexión de rodilla, flexión de tobillo, flexión de pie, dorsiflexión y extensión de dedos (Figura III.3.3.3) (Busquet, 2007).

Figura III.3.3.3. Cadena de flexión.



Fuente: (Busquet, 2007).

La cadena de extensión realiza lo contrario a la de flexión, busca alejar las extremidades del centro gravitatorio. Los movimientos son: anteversión de pelvis, extensión de cadera, extensión de rodilla, plantiflexión, extensión de pie y flexión de dedos (Figura III.3.3.4) (Busquet, 2007).

Figura III.3.3.4. Cadena de extensión.



Fuente: (Busquet, 2007).

### III.3.4 Biomecánica de rodilla

La rodilla es una articulación que es capaz de realizar 3 movimientos combinados: flexión, extensión y rotaciones interna o externa. Es de las articulaciones más complejas debido a que es de los brazos de palanca más grandes del cuerpo, por ello se lesiona con mayor facilidad (Nordin & Frankel, 2004; Guede, 2013). La rodilla es capaz de moverse en tres planos. Sin embargo, el movimiento es tan completo y complejo que al visualizarlo en un plano es posible representar todo el movimiento realizado (Scott, 1992)

La flexo-extensión es el movimiento principal que realiza la rodilla, tiene un rango normal de 130°-140° y se realiza en un eje transversal. Este movimiento nos permite 2° de libertad que nos permite realizar rodamiento y deslizamiento; conforme aumenta el movimiento, se incrementa el deslizamiento (Scott, 1992). El cóndilo femoral es el encargado de mantener el rodamiento puro hasta llegar a los 20° de flexión, superando la convexidad del cóndilo tibial (Scott, 1992; Nordin & Frankel, 2004).



La rotación es un movimiento que se analiza en el plano transversal, únicamente puede hacerse mientras se realiza flexión ya que se ve limitada casi por completo por la extensión total de rodilla debido a que los cóndilos del fémur y de la tibia chocan por la anatomía de los mismos cóndilos (Josa, 1990). Este movimiento tiene un eje longitudinal, los grados de movimientos considerados normales de manera pasiva en rotación interna es de 30 a 35° y de externa de 40 a 50° (Josa, 1990; Scott, 1992; Nordin & Frankel, 2004).

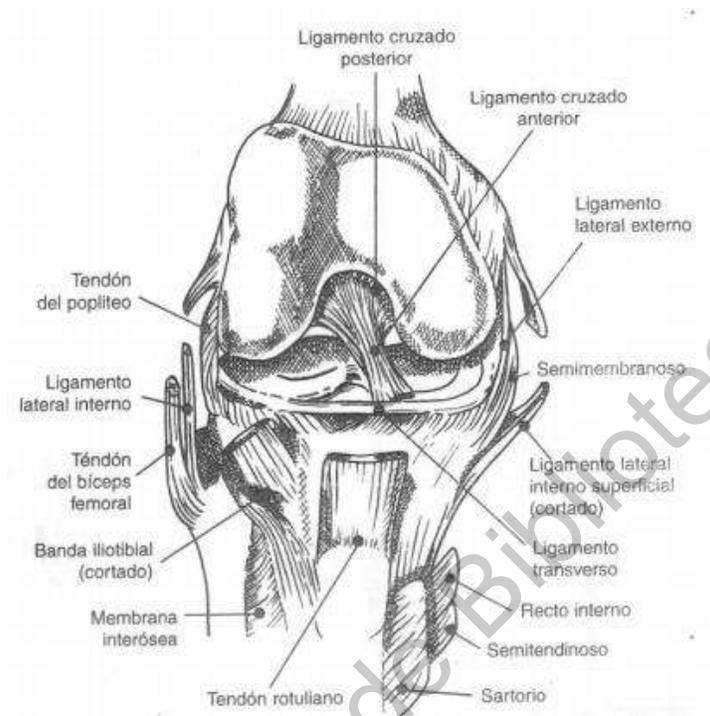
La contracción muscular es un requisito al querer realizar un movimiento; muchos músculos actúan de forma simultánea en la articulación, a pesar de ello siempre hay un grupo muscular que predomina a medida que se completa el movimiento (Nordin & Frankel, 2004; Atkinson, 2005; Kapandji, 2006).

Los ligamentos cruzados se encargan de restringir la movilidad de la tibia con respecto al fémur y dar estabilidad articular. El ligamento cruzado anterior tiene como función hacer que la tibia no se deslice hacia adelante con respecto al fémur; su punto de mayor trabajo es de los 15- 30° de flexión rodilla. Al centrarnos en extensión de rodilla, el LCA es un estabilizador de rotación interna y viceversa; al estar en flexión actúa como limitante para la rotación externa (Figura III.3.4.1) (Arnoczky & Warren, 1988; Cailliet, 2017).

El ligamento cruzado posterior tiene la función de evitar el desplazamiento posterior de la tibia con respecto al fémur. Al estar en flexión las fibras están en tensión porque su resistencia es mayor que en extensión. Cuando este ligamento se encuentra sometido a extensión total, presenta desventaja ya que no soporta mucha carga, además de que no afecta a la rotación tibial al estar en esa posición (Race & Amis, 1996; Guede, 2013).

Los ligamentos colaterales medial y lateral impiden el movimiento hacia lateral y medial. Cabe mencionar que también funcionan al hacer flexión y extensión de rodilla ya que, al momento de poner la rodilla en extensión total, estos ligamentos deben de estar tensos para evitar una lateralización, desplazamiento hacia medial o rotación. Al hacer flexión de rodilla, principalmente a los 20° los ligamentos se estiran, lo que permite un ligero movimiento a lateral, medial o incluso rotación (Nordin & Frankel, 2004).

Figura III.3.4.1 Vista anterior de rodilla sin rótula con las principales estructuras estabilizadoras.



Fuente: (Nordin & Frankel, 2004).

### III.3.5 Biomecánica de tobillo y pie

Dentro de la cinemática del tobillo y pie es importante destacar las fases de la marcha, los movimientos propios del pie, dónde se llevan a cabo, y los pilares de apoyo. Las fases de la marcha dependen del autor, pero coinciden en tres fases, la fase de despegue; fase de oscilación; fase de impacto de talón. En la fase de despegue se distingue una extensión de cadera del miembro retrasado, flexión de rodilla que poco a poco trasciende a extensión de rodilla mientras se va logrando una plantiflexión de 30° aproximadamente mientras que va pasando el apoyo hasta la cabeza de los metatarsianos; pasa de talón a parte externa de pie y antepié para terminar el despegue con el primer dedo (Figura III.3.5.1) (Nogueras A, 1999, Atkinson, 2005).

En la fase de oscilación pasa de apoyo del primer dedo a estar sin apoyo mientras se flexiona la cadera y la rodilla pasando el cuerpo hacia delante manteniendo el peso en la pierna contralateral, justo al llegar al final de esta fase se realiza una dorsiflexión ayudada por el tibial anterior, peroneos y extensores de los dedos además de una extensión de rodilla al llegar a la siguiente fase (Nogueras A, 1999).

En la fase de impacto el talón recibe el peso del cuerpo al tocar la superficie, este impacto se realiza con 0° de flexión de tobillo, un ligero varo absorbiendo el impacto del antepié con una ligera flexión plantar y una semiflexión de 10 a 20° de flexión de rodilla (Nogueras A, 1999).

Figura III.3.5.1. Fases de la marcha.



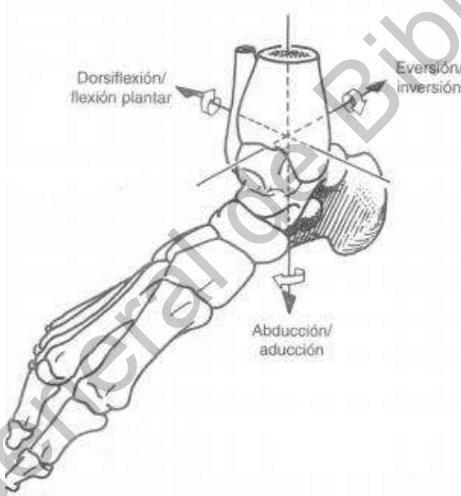
Fuente: (Schunke,M; et al., 2015).

El tobillo y el pie son capaces de realizar abducción y aducción, inversión y extensión, y flexo-extensión. La flexo-extensión consiste en una dorsiflexión o flexión de tobillo que se realiza acercando el empeine a la espinilla, y una flexión plantar o plantiflexión de tobillo que sucede al alejar el empeine de la espinilla. Este movimiento se realiza principalmente por la articulación peroneotibioastragalina con ayuda secundaria de las articulaciones subastragalinas y de Chopart, teniendo apoyo de los músculos tibial anterior y el tríceps sural respectivamente, sus grados normales de dorsiflexión de 20° y de plantiflexión de 30 a 50° (Figura III.3.5.2) (Voegeli, 2003).

El siguiente movimiento es abducción y aducción; es decir, un movimiento sobre el plano transverso hacia medial y lateral realizado principalmente en la articulación de Chopart auxiliada por la de Lisfranc. Su ángulo normal en aducción es 10° y abducción 20° (Voegeli, 2003).

El último movimiento es la inversión y eversión, el cual consiste en el apoyo del borde interno para la eversión y apoyo sobre el borde externo del pie para la inversión; se conoce como pronación a los componentes eversores y de abducción juntos; y como supinación a los componentes de inversión y aducción combinados. Este movimiento se realiza preferentemente entre la articulación de Chopart y Lisfranc. Su grado normal en inversión es de 35° y eversión de 15 a 30° (Voegeli, 2003).

Figura III.3.5.2. Movimientos del pie.



Fuente: (Nordin & Frankel, 2004).

El pie presenta 3 ejes de apoyo: el calcáneo, la cabeza del primer metatarsiano y la cabeza del quinto metatarsiano dedicados a absorber y distribuir cargas donde el 60% del peso recae en el calcáneo y el 40% restante los pilares anteriores (Smith, 1953).

### III.3.6 Modelo biomecánico Oxford

El modelo biomecánico Oxford permite estudiar la cinemática y cinética del pie en algún movimiento específico, fue desarrollado con el objetivo de mostrar datos cuantitativos



para analizar patologías de tobillo y pie (Koutedakis, O. Owolabi & Apostolos, 2008), por ello el modelo divide al pie en retropié abarcando astrágalo y calcáneo, el antepié incorporando cuneiformes y metatarsianos y el hallux, es decir, la falange proximal del hallux, sin embargo, tiene dos versiones distintas (BTS Bioengineering, 2016).

Oxford presenta dos versiones: el primero es "Oxford Foot Model CALM", cuando paciente no presenta una deformación de pie, y el segundo se llama "Oxford Foot Model CPEG", el cual es utilizado cuando se tiene una deformación en el pie o cuando los puntos de referencia óseos se comprometen en el movimiento. Ambas requieren 32 marcadores optorreflejantes, 16 para cada pie: 6 en vástago y 10 en pie (BTS Bioengineering, 2016).

Las principales diferencias entre las dos versiones de Oxford es que el modelo CALM utiliza un marcador en la zona anteromedial del calcáneo, es decir a 2.5 cm por debajo del maléolo medial o aproximadamente 2.5 cm posterior a la tuberosidad navicular para identificar el retropié y el modelo CPEG utiliza un marcador de tipo barra en la cara posterior del calcáneo para identificar el retropié, posteriormente se mencionarán las referencias anatómicas en cada una de las versiones. Ambas versiones requieren de medidas antropométricas para poder procesar las capturas, entre ellas están la talla y peso (BTS Bioengineering, 2016).

Los marcadores son colocados en referencias anatómicas mientras el paciente se encuentra de pie con una postura erecta. Los marcadores en la pierna son los siguientes: cóndilo femoral lateral, cabeza de peroné, tuberosidad tibial, cresta anterior de la pierna, maléolo lateral y maléolo medial (BTS Bioengineering, 2016).

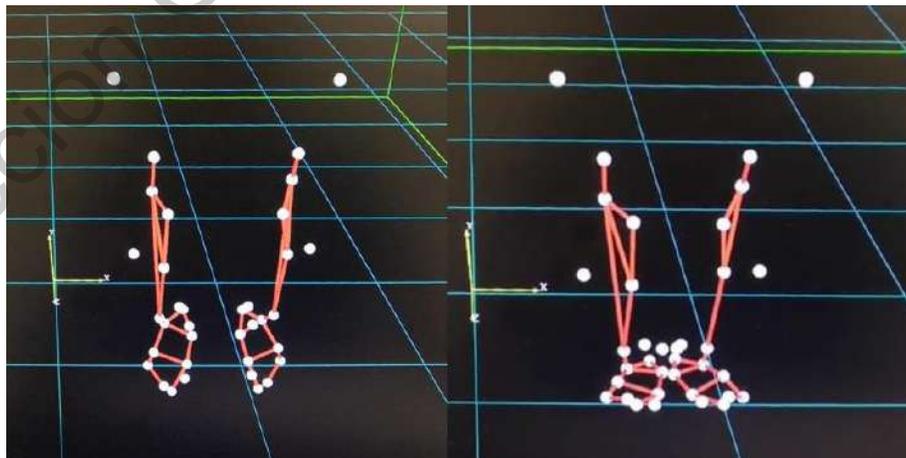
En la zona de retropié los marcadores se colocarán en: calcáneo lateral a la misma distancia del punto más posterior del calcáneo, es decir, a 2.5 cm por debajo de la punta del maléolo medial o aproximadamente 2.5 cm posterior a la tuberosidad navicular; dos marcadores en la cara posterior del calcáneo, el primero es el extremo distal de la línea media en el plano sagital y el otro en el extremo proximal de la misma línea. Si se utilizará la versión "CPEG" se coloca un marcador de tipo barra entre los dos marcadores mencionados anteriormente. Los tres marcadores deben ser lineales con el plano sagital del retropié ya que es un plano paralelo a bordes laterales y mediales del calcáneo; si se utiliza la versión

“CALM”, se debe colocar un marcador en la zona anteromedial del calcáneo, es decir a 2.5 cm por debajo del maléolo medial o aproximadamente 2.5 cm posterior a la tuberosidad navicular para identificar el retropié (BTS Bioengineering, 2016).

En la zona del antepié los marcadores se ubicarán: cabeza del primer metatarsiano, cabeza de quinto metatarsiano de forma medial y lateral respecto al pie formando una línea a través de las cabezas del primer y quinto metatarsiano o una línea paralela a la planta del pie, después otro marcador de forma lateral sobre la base del quinto metatarsiano, base del primer metatarsiano justo medial al tendón extensor largo del dedo gordo y finalizando con un último marcador en el espacio formado entre las cabezas de segundo y tercer metatarsiano. En el hallux únicamente se utiliza un marcador en el lado medial de la falange proximal entre la superficie superior e inferior del hallux (BTS Bioengineering, 2016).

Ya colocados todos los marcadores se le pide al paciente que realice una toma captura llamada “BP” el cual consiste en mantener una posición bípeda estática durante 3 a 5 segundos; a continuación, se realizan las tomas para evaluar el gesto motor. Al finalizar las tomas se realiza el tracking de las tomas, donde los marcadores se asocian con su nombre correspondiente para dar la posición real de cada marcador, consecutivamente se marcan los eventos dependiendo del movimiento a analizar para obtener un reporte final (Figura III.3.6.1) (BTS Bioengineering, 2016).

Figura III.3.6.1. Representación del modelo biomecánico Oxford Foot trackeado.



Fuente: propia.



#### IV. HIPÓTESIS DE TRABAJO

- Se puede describir la biomecánica en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de ballet clásico a través del modelo Oxford.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## V. OBJETIVOS

### V.1 Objetivo general

Describir la biomecánica en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de ballet clásico a través del modelo Oxford.

### V.2 Objetivos específicos

- Describir las adaptaciones biomecánicas a través de las variables cinemáticas y espacio temporales mediante modelo biomecánico Oxford en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## VI. MATERIAL Y MÉTODOS

### VI.1 Tipo de investigación

Este estudio es de tipo observacional descriptivo, transversal, retrospectivo y con enfoque cuantitativo. Es observacional ya que no existe intervención en las variables de estudio, sólo se limitará a observar y medir el movimiento de los bailarines. Es transversal ya que se realizó una sola medición, descriptivo ya que sólo se procederá a referir las diferentes mediciones, para mencionar los hallazgos biomecánicos, retrospectivo porque las adaptaciones biomecánicas (que sería el evento) está presente en el momento del estudio y con enfoque cuantitativo ya que los resultados tendieron a la generalización a la población de estudio.

### VI.2 Población o unidad de análisis

Bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico, de la Universidad Autónoma de Querétaro, Escuela de Danza Nijinsky y CAADI Consejo Académico de Arte y Danza Internacional A. C; durante el periodo enero- junio 2020.

### VI.3 Muestra y tipo de muestra

Se calculó a partir de la fórmula de poblaciones finitas ya que el número de bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico es limitado.

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

Donde se consideró un total de población de (N=20) y un intervalo de confianza del 90% ( $Z_{\alpha}=1.64$ ). Se aceptó una proporción esperada del 5% ( $p=0.05$ ) y se consideró “q” como la proporción esperada menos uno ( $q= 0.95$ ), con una precisión del 5%( $d=0.05$ ). Se estableció un tamaño de muestra de 19.1 individuos recalculado a 20.



El muestreo se define como no probabilístico por conveniencia.

### VI.3.1 Criterios de selección

Se incluyeron bailarines que aceptaron participar en el estudio, previo consentimiento informado y firmado, que fueran mujeres, entre 18 y 45 años y que estuvieran cursando de segundo a octavo año de ballet clásico.

Se consideró excluir a bailarines que tuvieran antecedente de lesión previa 2 meses anteriores al estudio, en la extremidad inferior y que impidiera la plantiflexión, que estuvieran embarazadas o un índice de masa corporal de 34.9 o más.

Se consideró eliminar a las bailarinas que decidieran continuar en la investigación, en caso de no presentarse el día de la medición.

### VI.3.2 Variables estudiadas

Se estudiaron las variables de edad, antecedente del año de ballet clásico que este cursando (de 1º a 8º). Años practicando ballet. Variables cinemáticas del modelo biomecánico Oxford (Figura VI.3.2.1).

Las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford fueron:

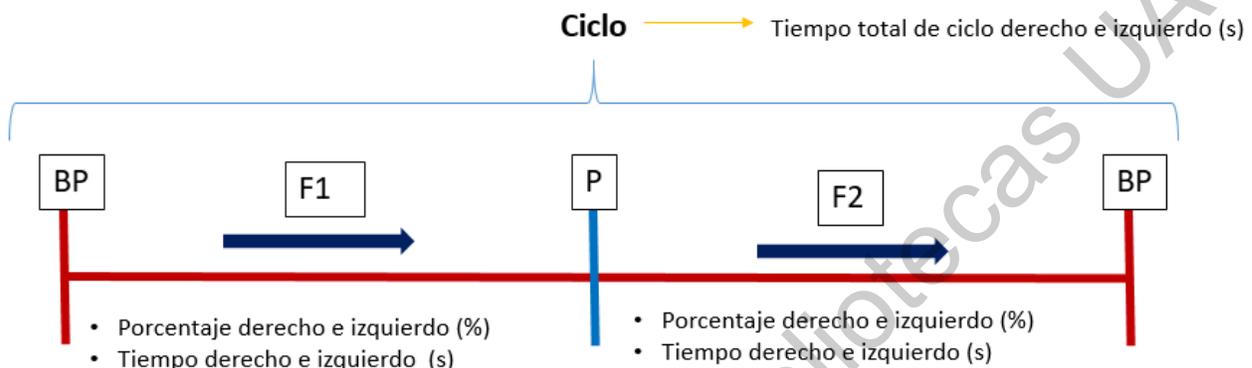
- Porcentaje fase 1 derecho (PF1D). Definida como el porcentaje desde bipedestación a pointe de la pierna derecha. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en porcentaje
- Porcentaje fase 1 izquierdo (PF1S). Definida como el porcentaje desde bipedestación a pointe de la pierna izquierda. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en porcentaje.



- Porcentaje fase 2 derecho (PF2D). Definida como el porcentaje desde pointe a bipedestación de la pierna derecha. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en porcentaje.
- Porcentaje fase 2 izquierdo (PF2S). Definida como el porcentaje desde pointe a bipedestación de la pierna izquierda. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en porcentaje.
- Tiempo total de ciclo derecho (TCD). Definida como el tiempo en segundos en que la bailarina sube a pointe desde bipedestación y baja a bipedestación desde pointe de la pierna derecha. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.
- Tiempo total de ciclo izquierdo (TCS). Definida como el tiempo en segundos en que la bailarina sube a pointe desde bipedestación y baja a bipedestación desde pointe de la pierna izquierda. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.
- Tiempo de fase 1 derecho (TF1D). Definida como el tiempo en segundos en el que sube la bailarina desde bipedestación a pointe de la pierna derecha. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.
- Tiempo de fase 1 izquierdo (TF1S). Definida como el tiempo en segundos en el que sube la bailarina desde bipedestación a pointe de la pierna izquierda. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.
- Tiempo de fase 2 derecho (TF2D). Definida como el tiempo en segundos en el que baja la bailarina desde pointe a bipedestación de la pierna derecha. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.
- Tiempo de fase 2 izquierdo (TF2S). Definida como el tiempo en segundos en el que la bailarina baja desde pointe a bipedestación de la pierna izquierda. Se

obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables espacio temporales del modelo biomecánico Oxford. Medida en segundos.

Figura VI.3.2.1. Representación del ciclo y las variables. **BP**: bipedestación, **P**: pointe, **F1**: fase 1 (sube de BP a P), **F2** (baja de P a BP).



Fuente: propia.

Las variables angulares del modelo biomecánico Oxford fueron:

- Retropié Inversión- eversión en plano frontal (RIE). Definida como medición tridimensional del movimiento de inversión-eversión en el plano frontal del retropié. La inversión es un movimiento en el cual la superficie plantar del pie gira hacia la línea media del cuerpo y la eversión es el movimiento en el que la superficie plantar del pie gira alejándose de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Retropié Dorsiflexión-plantiflexión en plano sagital (RDP). Definida como medición tridimensional del movimiento de dorsiflexión-plantiflexión en plano sagital del retropié. La dorsiflexión es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla y la plantiflexión es el movimiento que aumenta el ángulo entre pie y pierna. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.



- Retropié Rotación interna-externa en plano transversal (RRIE). Definida como medición tridimensional del movimiento rotacional en el plano transversal del retropié. La rotación es el giro dentro de su propio eje. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Mediopié Pronación-Supinación en plano frontal (MPS). Definida como medición tridimensional del movimiento de prono-supinación en el plano frontal del mediopié. La supinación es el movimiento de la planta del pie girando hacia la línea media y pronación es la planta del pie girando al lado contrario de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Mediopié Dorsiflexión-Plantiflexión en plano sagital (MDP). Definida como medición tridimensional del movimiento de dorsiflexión-plantiflexión en el plano sagital del mediopié. La dorsiflexión es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla y la plantiflexión es el movimiento que aumenta el ángulo entre pie y pierna. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Mediopié Aducción-Abducción en plano transversal (MAA). Definida como medición tridimensional del movimiento de abducción-aducción en el plano transversal del mediopié. La aducción se refiere al movimiento direccionado hacia la línea media del cuerpo y abducción alejado de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Antepié Pronación-Supinación en plano frontal (APS). Definida como medición tridimensional del movimiento de prono-supinación en el plano frontal del antepié. La supinación es el movimiento de la planta del pie girando hacia la línea media y pronación es la planta del pie girando al lado contrario de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Antepié Dorsiflexión-Plantiflexión en plano sagital (ADP). Definida como medición tridimensional del movimiento de dorsiflexión-plantiflexión en el plano



sagital del antepié. La dorsiflexión es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla y la plantiflexión es el movimiento que aumenta el ángulo entre pie y pierna. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.

- Antepié Abducción- Aducción en plano transversal (AAA). Definida como medición tridimensional del movimiento de abducción- aducción en el plano transversal del antepié. La aducción se refiere al movimiento direccionado hacia la línea media del cuerpo y abducción alejado de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Tobillo Inversión-Eversión (TIE). Definida como medición tridimensional del movimiento de inversión-eversión del tobillo. La inversión es un movimiento en el cual la superficie plantar del pie gira hacia la línea media del cuerpo y la eversión es el movimiento en el que la superficie plantar del pie gira alejándose de la línea media del cuerpo. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Tobillo Rotación interna- externa (TRIE). Definida como medición tridimensional del movimiento rotacional del tobillo. La rotación es el giro dentro de su propio eje. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.
- Tobillo Dorsiflexión-Plantiflexión (TDP). Definida como medición tridimensional del movimiento de dorsiflexión-plantiflexión del tobillo. La dorsiflexión es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla y la plantiflexión es el movimiento que aumenta el ángulo entre pie y pierna. Se obtuvo por medio del software SMART Analyzer las variables angulares del modelo biomecánico Oxford. Medida en grados.



## VI.4 Procedimientos

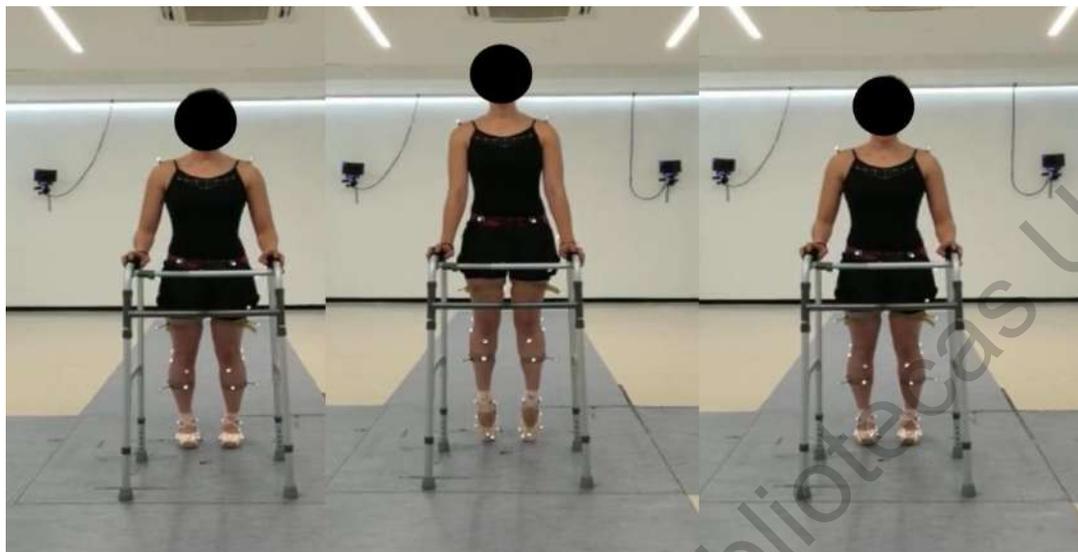
### VI.4.1 Evaluación Biomecánica

El equipo dentro de la Unidad de Biomecánica del Instituto en Neurobiología de la Universidad Autónoma de México cuenta con un equipo de construcción tridimensional con 11 cámaras infrarrojas capaces de hacer capturas en tres ejes (X, Y y Z) modelo Smart DX 7000 alrededor del espacio designado para la evaluación y 2 cámaras de video con ejes X y Y. Es un sistema que es capaz de detectar marcadores optorreflejantes, los cuales se pondrán en referencias anatómicas de la persona a evaluar. El proceso principió proporcionando el consentimiento informado al participante y creando una carpeta dentro del software Smart Capture registrando fecha y paciente, teniendo una duración de 5 a 7 minutos.

Posteriormente se preparó al participante antes de la prueba, pidiendo la ropa adecuada; el participante de vestirá, licra o leotardo (sin medias), zapatilla con puntas; una vez que presenten la ropa solicitada se ingresó a la zona de evaluación. Se limpió la piel en caso de ser necesario, después se colocaron los marcadores optorreflejantes siguiendo el modelo Oxford foot con una cinta doble cara y cinta quirúrgica para reforzar los marcadores y evitar que se cayeran durante la evaluación, este proceso duró 5 minutos.

Una vez que los marcadores han sido colocados se le pidió al participante que se coloque dentro de la zona de evaluación y se le pide que realice "pointe" desde bipedestación 5 veces seguidas con pies ligeramente separados uno del otro, y piernas sin ningún tipo de rotación, se considera un ciclo de bipedestación subir a pointe y regresar a bipedestación (Figura VI.5.1.1). Se realizaron 3 tomas dinámicas para reducir sesgos y una toma estática en posición anatómica para realizar el análisis, es decir, 15 ciclos por bailarina.

Figura VI.5.1.1. Representación del ciclo.



Fuente: propia.

#### VI.4.2 Toma de medidas antropométricas

Al culminar la evaluación se procedió a retirar los marcadores y tomar medidas antropométricas en centímetros de ancho de caderas, profundidad de caderas, rodillas, tobillos, talla y peso en kilogramos, con una duración de 4 minutos. Esto es requisito para el traqueo y análisis de las capturas tomadas anteriormente con ayuda del equipo de Motion Analysis System, modelo BTS SDX 1000®, posteriormente se realizó el traqueo y análisis por medio de softwares de BTS Bioengineering® (SMART Capture para la captura del gesto deportivo, SMART Traker para el post procesamiento de las imágenes capturadas y SMART Analyzer para la obtención de las variables cinéticas y cinemáticas).

Al finalizar con el procesamiento de las imágenes se realizó un reporte el cual presenta gráficas con las variables angulares en 3D. Este reporte lo entrega el Smart Analyzer en un documento PDF una vez ya procesadas las imágenes (Figura VII.1, VII.2, VII.3, VII.4, VII.5, VII.6, VII.7, VII.8, VII.9, VII.10, VII.11, VII.12).



### VI.4.3 Análisis estadístico

Los datos fueron analizados mediante estadística descriptiva, a través de promedios y desviación estándar, para variables cuantitativas, y frecuencias absolutas y relativas, para variables cualitativas.

Se usó Analyzer BTS para el análisis estadístico, los datos se presentan mediante gráficas y cuadros.

### VI.5 Consideraciones éticas

El protocolo se ingresó al Comité de Investigación y Ética en Investigación en Salud de la Licenciatura de Fisioterapia para su autorización. Se tomó en consideración para los aspectos éticos la décimo octava asamblea médica mundial de la declaración de Helsinki, la cual se celebró en el año 1964, donde se razonan diversos semblantes bioéticos para todas las investigaciones que se lleven a cabo con algún asunto biomédico humano. Queda la actual revisión de la asamblea médica mundial cuya sede fue en Fortaleza, Brasil 2013 después de algunas revisiones y actualizaciones.

Sobresale la pauta 21 donde se acuerdan aspectos que tienen que ser respetados en pro de los derechos de las personas que van a participar en el proyecto de investigación protegiendo la confidencialidad, vida, salud, dignidad, integridad, derecho a autodeterminación, intimidad y minimizar los factores de riesgo que puedan presentarse durante y posterior del proyecto de investigación. A su vez el artículo 23 que explica que es necesario tomar todo tipo de precauciones para resguardar intimidad y confidencialidad de las personas participantes para así minimizar las consecuencias sobre la integridad física, mental y social (Asociación Médica Mundial, 2013).

Se consideró el código de Núremberg (1947), acentuando el artículo I que menciona que el consentimiento informado es esencial para poder llevar a cabo la investigación científica; artículo VIII que estipula que la investigación será conducido por personas científicamente calificadas con destreza y cuidado en todas las etapas de la investigación y el



artículo IX que señala que durante el curso del experimento, el participante puede poner fin al experimento si ha alcanzado el estado físico y mental en el cual es imposible continuarlo (Office of Human Subjects Research, 2010).

La Norma Oficial mexicana Proy-NOM-012-SSA3-2007 es la pauta que se refiere a consideraciones éticas dentro de México, tomando como requisito el consentimiento informado por parte de las personas que entrarán al proyecto de investigación, el cual avala la confidencialidad y uso de la información. Otra de las pautas necesarias será la NOM-004-SSA3-2012 capítulo 5.7, la cual menciona que la información dentro del expediente clínico se manejará con discreción y confidencialidad, teniendo presente los principios científicos y éticos que sitúan la práctica médica, así como las disposiciones establecidas en la Norma Oficial Mexicana.” (Secretaría de Gobernación, 2012).

Para finalizar, se tomó en cuenta la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, destacando el artículo 13 que establece que en toda investigación debe prevalecer el criterio de respeto a la dignidad y protección de los derechos y bienestar; artículo 17 donde se hace mención del riesgo que existe para que el participante sufra un daño. Esta investigación es clasificada como tipo II, es decir, “riesgo mínimo”; y el artículo 18 donde se menciona que la investigación se suspenderá cuando el participante así lo desee (Secretaría de Salud, 1983)



## VII. RESULTADOS

Se obtuvo una muestra final de 20 bailarinas utilizando los 15 ciclos de cada una, es decir, 300 ciclos en total para obtener la norma del gesto deportivo mediante el software SMART Analyzer de BTS.

El promedio de edad fue de  $24.40 \pm 6.57$  (de 19 a 43 años), un promedio de años bailando ballet de  $13.65 \pm 8.10$  (4 a 36 años) y promedio de año de ballet al que llegó la bailarina de  $6.55 \pm 1.76$  (3 - 8).

Las variables del miembro inferior pélvico derecho arrojaron lo siguiente: el tiempo total de ciclo presenta un promedio de  $3.06 \pm .74$ , el tiempo de fase 1 con un promedio de  $1.37 \pm .34$ , el promedio del tiempo de fase 2 de  $1.7 \pm .47$ , el porcentaje de fase 1 con un promedio de  $44.8 \pm 5.71$  y el porcentaje de fase 2 presenta un promedio de  $55.38 \pm 5.76$  (Cuadro VII.1).

Las variables del miembro inferior pélvico izquierdo arrojaron lo siguiente: el tiempo total de ciclo presenta un promedio de  $3.06 \pm .74$ , el tiempo de fase 1 con un promedio de  $1.37 \pm .35$ , el promedio del tiempo de fase 2 de  $1.64 \pm .47$ , el porcentaje de fase 1 con un promedio de  $45.11 \pm 7.98$  y el porcentaje de fase 2 presenta un promedio de  $53.33 \pm 7.35$ .



Cuadro VII.1 Valores obtenidos.

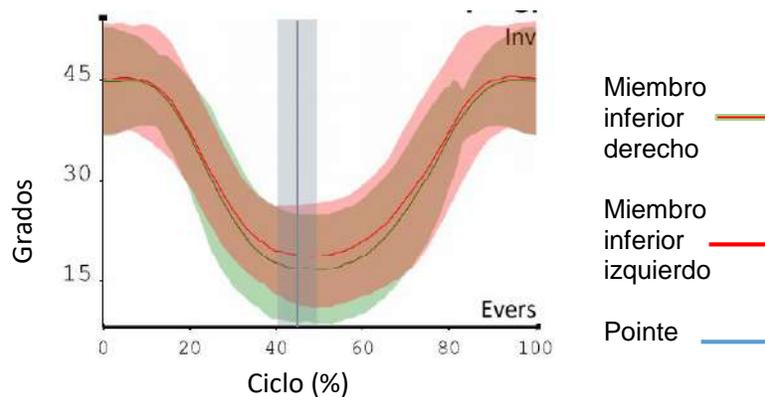
n = 20

Variables espacio temporales	Media	Desviación Estándar
Tiempo total del ciclo derecho (s)	3.06	.74
Tiempo total del ciclo izquierdo (s)	3.06	.74
Tiempo de fase 1 derecho (BP-P) (s)	1.37	.34
Tiempo de fase 1 izquierdo (BP-P) (s)	1.37	.35
Tiempo de fase 2 derecho (P- BP) (s)	1.7	.47
Tiempo de fase 2 izquierdo (P- BP) (s)	1.64	.47
Porcentaje de fase 1 derecho (BP-P) (%)	44.8	5.71
Porcentaje de fase 1 izquierdo (BP-P) (%)	45.11	7.98
Porcentaje de fase 2 derecho (P- BP) (%)	55.38	5.76
Porcentaje de fase 2 izquierdo (P- BP) (%)	53.33	7.35

Fuente: Bailarines de segundo a octavo año de ballet clásico, de la Universidad Autónoma de Querétaro, Escuela de Danza Nijinsky y CAADI Consejo Académico de Arte y Danza Internacional A. C; durante el periodo enero- junio 2020.

Para las variables angulares se recolectaron los datos en el software Smart Analyzer de BTS. Los movimientos fueron evaluados de forma multisegmentaria en cada zona del pie, es decir, retropié, mediopié y antepié con respecto a los 3 planos (frontal, sagital y transversal). Las gráficas representan el ciclo en porcentaje con respecto al movimiento en grados; la norma del miembro inferior derecho representado con una línea verde, el izquierdo con rojo y el pointe con azul; el sombreado del mismo color representa la desviación estándar.

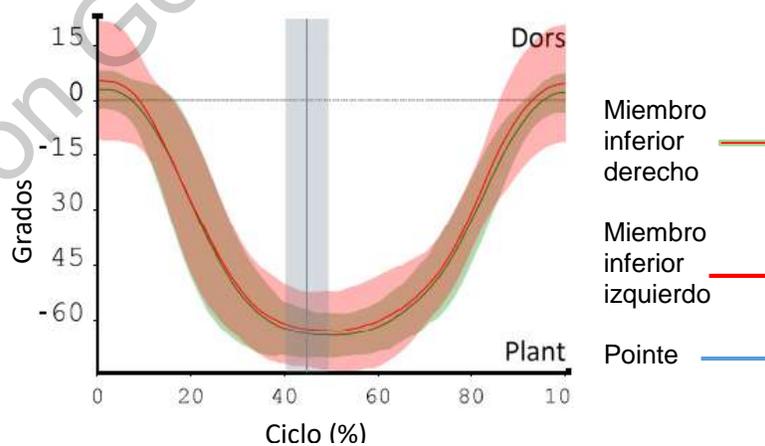
Figura VII.1. Retropié Inversión-Eversión en plano frontal. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 1 muestra el retropié en el plano frontal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a inversión y los negativos a eversión. Se observa que la bailarina inicia en una posición bípeda con 45° de inversión en ambas extremidades inferiores; en la fase 1 tiende a disminuir los grados de inversión, con ligero predominio en el derecho llegando a 15° y el pointe al 45% del ciclo. Posteriormente en la fase 2 aumentan los grados de inversión, con un ligero predominio en el izquierdo hasta el 70% del ciclo llegando al final del ciclo a los 45° con ambas extremidades.

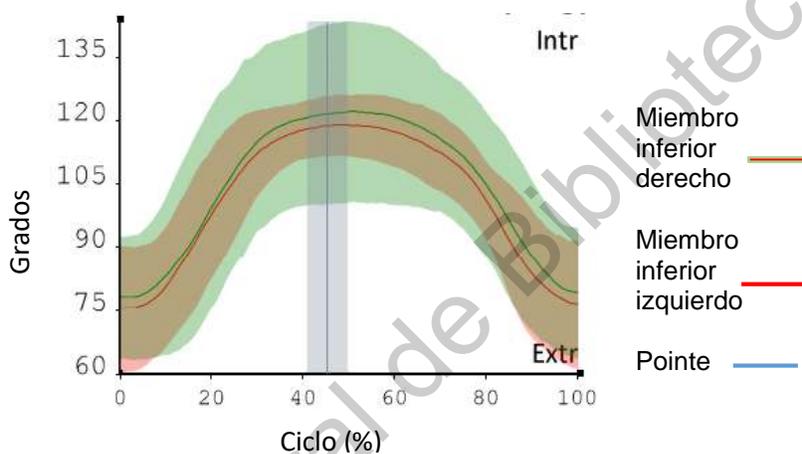
Figura VII.2. Retropié Dorsiflexión- Plantiflexión en plano sagital. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 2 muestra el retropié en el plano sagital del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a dorsiflexión y los negativos a plantiflexión. La bailarina inicia en 5° de dorsiflexión, en la fase 1 realiza plantiflexión hasta llegar a los 60°, seguido del pointe al 45% del ciclo, en la fase 2 disminuye la plantiflexión hasta llegar a 5° de dorsiflexión. No se observa variación entre derecho e izquierdo.

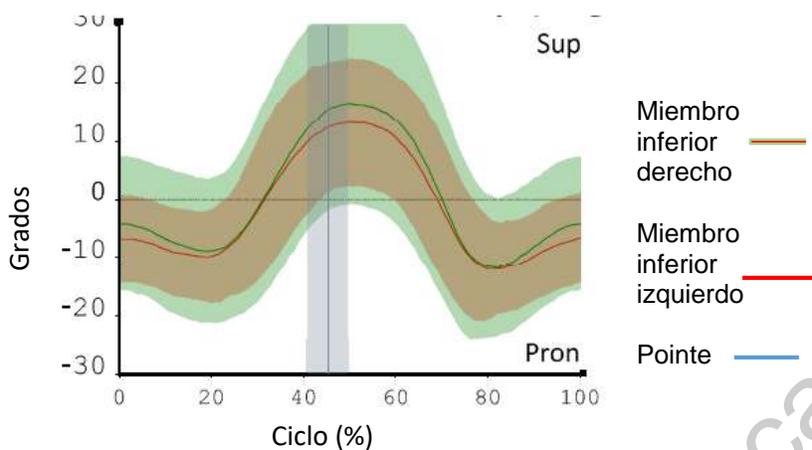
Figura VII.3. Retropié Rotación Interna-Externa en plano transversal. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 3 representa el retropié en el plano transversal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a rotación interna y los negativos a rotación externa. El ciclo comienza en 75° de rotación interna, en la fase 1 aumenta la rotación interna con ligero predominio en el miembro inferior derecho hasta llegar a los 120°, en la fase 2 disminuye los grados de rotación interna para finalizar el ciclo en 75°. Se observa mayor dispersión de datos de la extremidad inferior derecha.

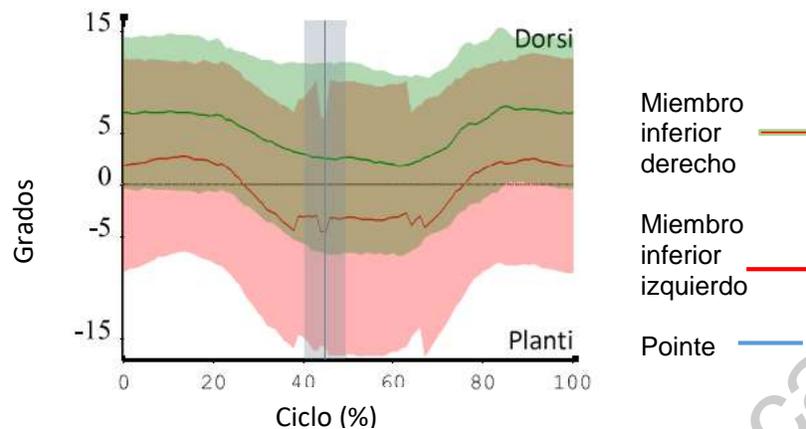
Figura VII.4. Mediópie Pronación-Supinación en plano frontal. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 4 muestra el mediópie en el plano frontal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a supinación y los negativos a pronación. El ciclo inicia en 5° de pronación con predominio en el miembro izquierdo, durante la fase 1 aumenta la pronación a 10° en el 20% del ciclo, después hace supinación hasta los 15° con predominio en el miembro derecho. En la fase 2 aumenta ligeramente la supinación de ambas extremidades, posteriormente se realiza pronación hasta 11° en el 80% del ciclo, finalizando el ciclo con 5° de pronación con predominio en el miembro izquierdo. Se observa un movimiento interesante ya que, a pesar del aumento de pronación a la mitad de ambas fases, el miembro inferior termina en la posición inicial.

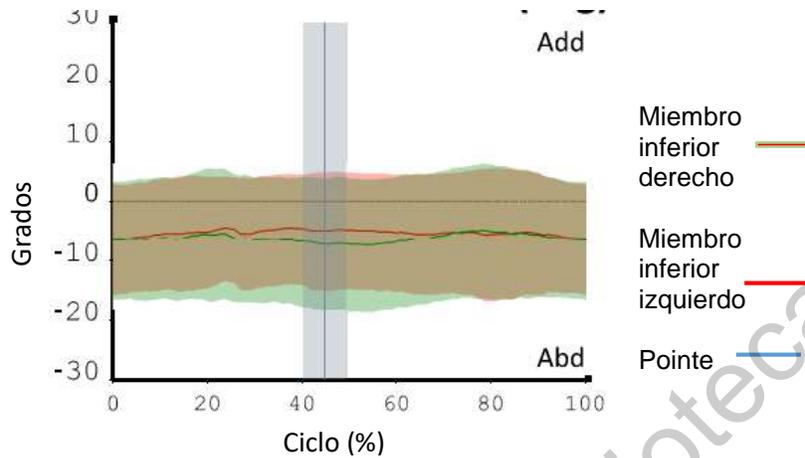
Figura VII.5. Mediopié Dorsiflexión-Plantiflexión en plano sagital.  
Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 5 muestra el mediopié en el plano sagital del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a dorsiflexión y los negativos a plantiflexión. El ciclo inicia con ligera dorsiflexión, en el miembro inferior izquierdo con 2° y derecho con 7°. En la fase 1, el miembro derecho disminuye los grados de dorsiflexión a 3°; el miembro izquierdo llega a 5° de plantiflexión en el 38% del ciclo, disminuye plantiflexión a 3° en el 39% del ciclo y regresa a 5° de plantiflexión. En la fase 2, el miembro derecho sigue disminuyendo los grados de dorsiflexión hasta llegar a 2° hasta el 60% del ciclo, finalmente aumenta la dorsiflexión hasta llegar a los 7°; el miembro izquierdo disminuye la plantiflexión a 3° en el 46% de ciclo, posteriormente se mantiene estable hasta el 62% del ciclo, seguido de 2 picos ligeros hacia plantiflexión para finalizar con un ascenso hacia dorsiflexión hasta los 2°. Se observa una mayor dispersión de datos de la extremidad inferior izquierda.

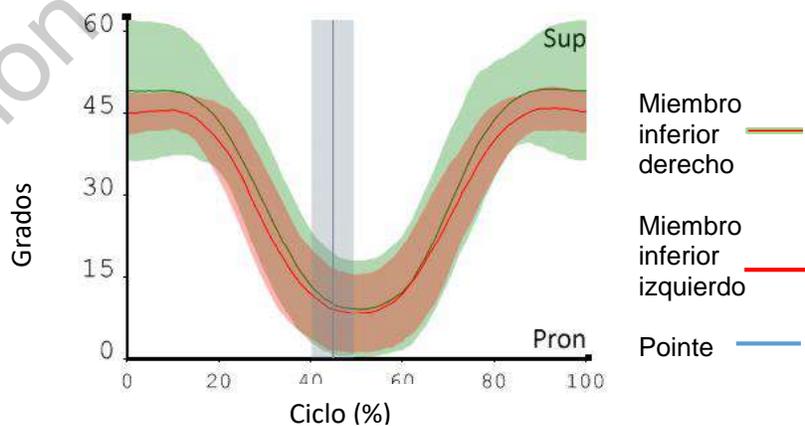
Figura VII.6. Mediotipé Aducción-Abducción en plano transversal. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 6 muestra el mediotipé en el plano transversal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a aducción y los negativos abducción. El ciclo comienza en 6° de abducción en ambas extremidades, en la fase 1 y 2, continúan estables en los mismos grados hasta terminar el ciclo con una ligera predominancia de la extremidad derecha hacia abducción hasta terminar el ciclo.

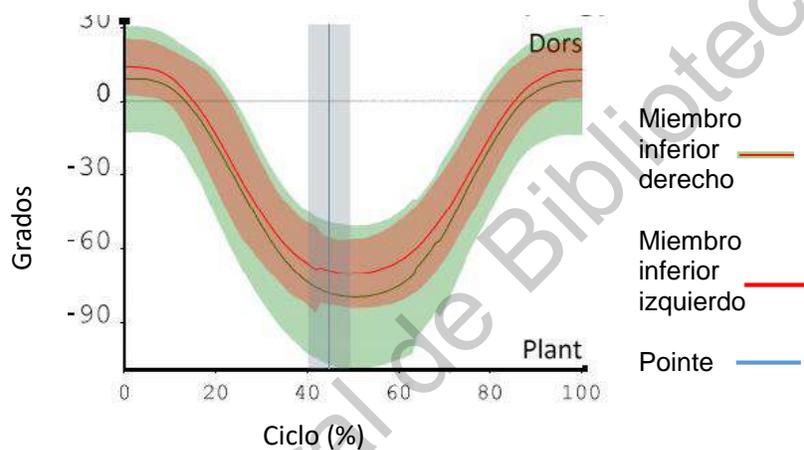
Figura VII.7. Antepié Pronación-Supinación en plano frontal. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 7 muestra el antepié en el plano frontal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a supinación y los negativos pronación. La bailarina inicia el ciclo en 45° del miembro inferior izquierdo y 50° del derecho en supinación; en la fase 1 hay una meseta hasta el 15% del ciclo, después disminuye la supinación hasta 7°. En la fase 2 aumenta la supinación, finalizando el ciclo del miembro derecho en 50° y el izquierdo en 45°.

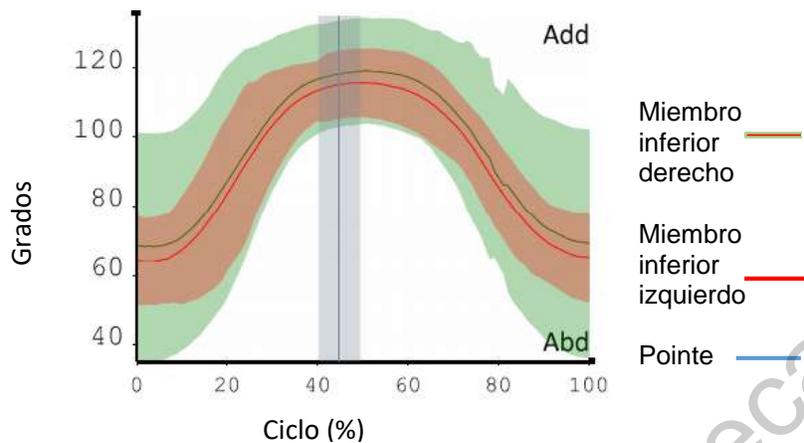
Figura VII.8. Antepié Dorsiflexión-Plantiflexión en plano sagital. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 8 muestra el antepié en el plano sagital del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a dorsiflexión y los negativos plantiflexión. El ciclo comienza con ambas extremidades en dorsiflexión, la derecha en 10° y la izquierda en 15°. En la fase 1 hay una transición a plantiflexión hasta los 80° del miembro inferior derecho, y 70° del miembro inferior izquierdo. En la fase 2, la plantiflexión cambia a dorsiflexión terminando el ciclo de la extremidad derecha en 10° y la izquierda en 15°.

Figura VII.9. Antepié Abducción- Aducción en plano transversal.  
Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.

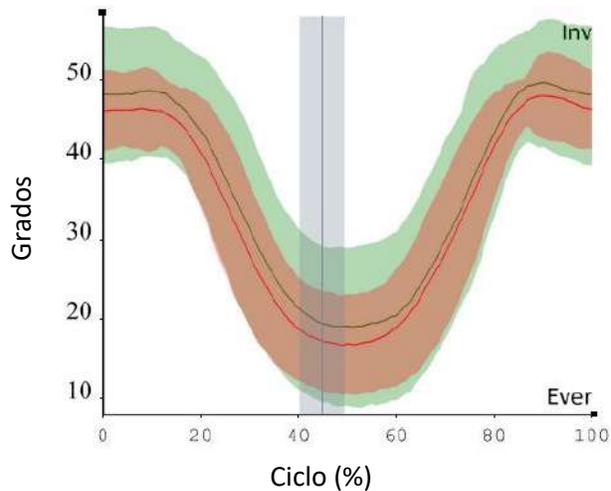


Fuente: propia.

La figura 9 muestra el antepié en el plano transversal del miembro inferior derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a aducción y los negativos abducción. El ciclo comienza con ambas extremidades en aducción, con ligero predominio en la derecha con  $70^\circ$  y la izquierda en  $65^\circ$ ; en la fase 1 aumenta la aducción de las 2 extremidades llegando la derecha a  $115^\circ$  y la izquierda a  $110^\circ$ . En la fase 2 disminuye la aducción de las 2 extremidades concluyendo el ciclo en los mismos grados que al inicio.

Las siguientes gráficas (Figura 10, 11 y 12) representan al tobillo como un segmento rígido debido a que en la práctica se evalúa de esta manera. Para evaluarlo de forma multisegmentaria es necesario contar con un modelo tridimensional.

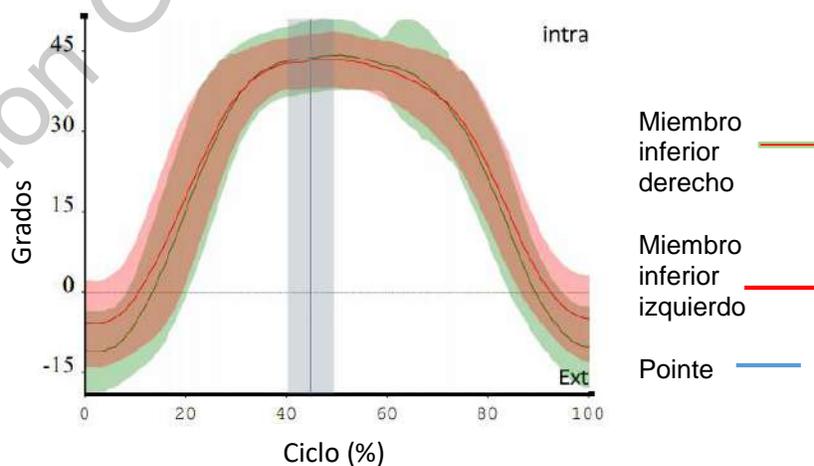
Figura VII.10. Tobillo Inversión-Eversión. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 10 muestra el tobillo derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a inversión y los negativos a eversión. El ciclo inicia con ambas extremidades en inversión, 46° la izquierda y 48° la derecha; la fase 1 disminuyen los grados de inversión de la extremidad derecha hasta 20° y de la izquierda a 17°. En la fase 2 aumentan los grados de inversión en el 60% del ciclo hasta llegar a los grados de la posición inicial.

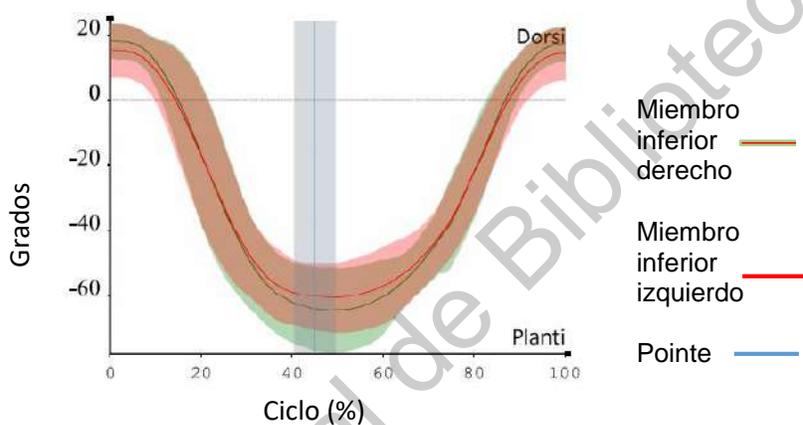
Figura VII.11. Tobillo Rotación Interna- Externa. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 11 muestra la rotación del tobillo derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a rotación interna y los negativos rotación externa. El ciclo comienza en rotación externa de ambas extremidades, la derecha en  $10^\circ$  y la izquierda en  $5^\circ$ ; en la fase 1 hay una transición a rotación interna hasta llegar a  $43^\circ$  las 2 extremidades. En la fase 2 la rotación interna pierde grados hasta llegar a rotación externa a los mismos grados que la posición inicial.

Figura VII.12. Tobillo Dorsiflexión-Plantiflexión. Tiempo normalizado en eje X, arco de movimiento (grados) en eje Y.



Fuente: propia.

La figura 12 muestra el tobillo derecho e izquierdo en ángulos normalizados del pointe, los valores positivos corresponden a dorsiflexión y los negativos a plantiflexión. El ciclo inicia con ligera dorsiflexión de las 2 extremidades, la derecha en  $18^\circ$  y la izquierda en  $15^\circ$ ; en la fase 1 se presenta una transición de la dorsiflexión a plantiflexión llegando la derecha a  $65^\circ$  y la izquierda  $60^\circ$ . Posteriormente en la fase 2 la plantiflexión se cambia por un dorsiflexión llegando a los mismos grados que la posición inicial.



## VIII. DISCUSIÓN

Tukman (1991) y colaboradores señalan que el pointe es un gesto deportivo dentro del ballet que carece de una técnica específica, la cual es afectada principalmente por la uña del pie traumatizada y valgus en las articulaciones subtalares. Además Tukman demuestra que el pie en esta posición se expone a cargas biomecánicas anormales con una duración inespecífica, incluyendo la compresión máxima para el dedos y cabezas de metatarsos dando como resultado una mayor incidencia de lesiones en la zona anterior del pie, (Picon, Lobo da Costa, De Sousa, Sacco, & Amadilo, 2000), por lo que el pointe es resultado de algo intuitivo dentro de la danza dependiendo de las adaptaciones anatómicas de cada bailarina, por ello, la importancia de este trabajo de investigación es cuantificar el movimiento y hacer una normativa del pointe para disminuir el riesgo biomecánico.

A partir de los hallazgos encontrados, Picon et al., (2000) mencionan que debido a la anatomía, los valores obtenidos de este movimiento se considera por encima del límite para producir lesiones al usar zapato de punta puesto que el pointe es un movimiento repetitivo en una rutina estándar de ballet, por ende, esta herramienta tecnológica nos permite utilizar los datos como diagnóstico o tratamiento personalizado y específico para optimizar y perfeccionar la técnica.

Humm et al. (1994) realizan un análisis biomecánico a bailarines de ballet en pointe utilizando un equipo tridimensional con un modelo no específico para evaluar marcha en adulto y electromiografía a 5 grupos musculares. La bailarina debe seguir el orden de las posiciones siguientes para llegar a pointe: plie, media punta (únicamente se levanta talón) y pointe completo, posteriormente para bajar media punta y plie. Este estudio mide los ángulos del talón con respecto al piso, obteniendo como único resultado que el pointe lo inician en 90° (en contacto con el piso) y llegan hasta 150°. En comparación con nuestro estudio, se analizó el pie de forma multisegmentaria de manera dinámica usando el modelo biomecánico Oxford, obteniendo los ángulos del antepié, mediopié y retropié en sus planos frontales, sagitales y transversales agregando más variables de estudio en comparación a autores previos.



Otro estudio dirigido por Cheng-Feng Lin, Fong-Chin Su y Hong-Wen Wu en 2005 ejecutó un análisis biomecánico del pointe con bailarines profesionales donde el ciclo inicia con los sujetos de pie, flexión de rodillas acompañadas de una dorsiflexión de tobillo, y finalmente la rodilla en la extensión, con peso en los dedos de los pies; a diferencia de Humm este estudio no especifica si la flexión de rodilla llega a plie o es inferior. El estudio muestra que el tobillo hizo dorsiflexión al principio del gesto, alcanzando su máxima dorsiflexión en medio de una fase de preparación posteriormente realizó plantiflexión máxima manteniéndose en un ángulo constante, en consecuencia, el promedio de las máximas flexiones plantares de la derecha y la izquierda fueron  $52.9 \pm 4.3^\circ$  y  $53.8 \pm 6.0^\circ$ . A diferencia de nuestro estudio tomando en cuenta los artículos previos, concordamos en que es necesario una fase de preparación para realizar el pointe, independientemente de la duración del ciclo y posición inicial del gesto deportivo. En los estudios previos tienen una parte y tiempo específico de su ciclo dedicado a la preparación para realizar el pointe, es decir, la flexión de rodillas antes del gesto deportivo de forma consciente, además de que únicamente estudian un ciclo por bailarina; a comparación de nuestro estudio, se realizaron 3 tomas con 5 ciclos continuos por toma, dando en total 15 ciclos por bailarina, por lo que la fase de preparación es menor y automática, dando la oportunidad de determinar y comparar diferencias entre el primer y último ciclo.

Kimberly y colaboradores (2020) realizaron el análisis biomecánico de bailarines de ballet en pointe más actualizado hasta el momento. Utilizaron el modelo biomecánico modificado para pie Rizzoli para evaluar a bailarinas de ballet élite para determinar la cinemática de la articulación en pointe con zapatillas y pointe descalzo, encontrando así que hay mayor movilidad entre calcáneo y metatarsos, y rotación al estar descalzo ya que el mediopié y antepié se bloquean con el zapato de punta manteniendo una alineación neutra respectivamente. Menciona también que para llegar al pointe, la bailarina debe de hacer media punta, es decir, mantener el talón despegado del piso o saltar a la posición, presionando el hallux y el antepié en el suelo contra la caja dura del zapato de punta para conseguir pasar de pie plano hasta punta. A diferencia de nuestro ciclo, no se le pidió ni explicó a la bailarina ninguna fase de preparación en la evaluación con el objetivo de que se asemeje al gesto deportivo real en comparación con una rutina de ballet clásica estándar.



Se esperaba que el antepié fuera el que estabiliza, debido a que es la zona que está en contacto con la superficie y una de las zonas que presenta principalmente traumatismos y deformaciones, a pesar de esto, en las gráficas del mediopié, específicamente en la figura 6 que representa aducción y abducción, la norma se encuentra a 6° de abducción, es decir, casi neutro y estable durante todo el ciclo a comparación del antepié y retropié que realizan abducción y supinación respectivamente, por lo tanto, el mediopié es el eje teniendo una función estabilizadora para no perder la vertical y evitar el predominio de algún movimiento del antepié o retropié, impidiendo el desbalance en el pointe.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## IX. CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio demuestran que el antepié y retropié se comportan de forma esperada, es decir, aumentan los grados a medida que el ciclo avanza hasta llegar al punto máximo de pointe, posteriormente disminuyen conforme la bailarina llega a bipedestación, sobre todo hay mayor movimiento en el plano sagital como lo menciona Kimberly (2020). Sin embargo, el mediopié se comporta como un segmento independiente ya que no sigue el movimiento del antepié y retropié teniendo un movimiento y función específico en el gesto deportivo.

A manera de sugerencia una alternativa de tratamiento es trabajar la musculatura del mediopié, ya que dará mayor estabilidad, un pointe más alto y una disminución del tiempo de transición ya que la bailarina no tendría que hacer demasiada flexión de rodillas para subir a pointe, sino podría subir directo desde pie. Dando apertura a diversos programas de entrenamiento que compartan esta premisa.

La ventaja de este análisis biomecánico es la segmentación del pie en antepié, mediopié y retropié, lo cual permite evaluar el movimiento por partes en los tres planos y en cada posición del gesto deportivo además de valorar compensaciones durante el ciclo.

Dentro de las limitantes de esta investigación se encuentra principalmente el rango de edad y años bailando tan dispersos entre las bailarinas, es preferible una muestra más homogénea donde se puedan formar subgrupos específicos con respecto a edades y tiempo bailando.

Los sistemas de captura de movimiento tridimensionales son instrumentos y herramientas de evaluación válidos, fiables y fundamentales de ayuda a profesionales de la salud como fisioterapeutas, médicos rehabilitadores, traumatólogos, entre otros, que tienen la capacidad de capturar y analizar un movimiento en un ambiente controlado para cuantificarlo, describir la biomecánica y determinar alteraciones y riesgo de lesión, con el objetivo de utilizarlo como prevención, diagnóstico, tratamiento y seguimiento, además de evaluar lo ya establecido.



## X. PROPUESTAS

En este trabajo se han analizado algunas de las múltiples aplicaciones de los análisis biomecánicos al ballet, siendo un Instrumento que puede servir para el seguimiento de la bailarina dentro del área preventiva, tratamiento o mejora del gesto deportivo; además se han proyectado otras posibilidades de investigación. Sería útil continuar con la misma línea de investigación referente al ballet y pointe, ya que el ballet es una rama que carece de información analítica y el pointe es una posición con exposición de tiempo ilimitada.

Sería pertinente analizar este gesto deportivo en las cinco posiciones básicas del ballet, debido a que la posición inicial y final es diferente, por lo tanto, la biomecánica también. Del mismo modo se sugiere indagar y analizar las diversas formas que una bailarina puede llegar al pointe, tal como bipedestación o salto directo.

Otro elemento que se podría evaluar con el presente trabajo es la diferencia en el pointe utilizando zapato de punta nuevo contra zapatos de punta usado con el fin de potenciar lo estudiado en esta tesis.



## XI. BIBLIOGRAFÍA

- Albisetti W. (2010). Stress fractures of the base of the metatarsal bones in young trainee ballet dancers. *International Orthopaedics*.
- Arnoczky SP, Warren RF. (1988) *Anatomy of the cruciate ligaments. The cruciate ligaments*. New York : Churchill Livingstone, 179-95.
- Asociación Médica Mundial. (2013). Declaración de Helsinki de la AMM – Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos.
- Atkinson, K., Coutts, F., & Hassenkamp, A. (2005). *Physiotherapy in orthopaedics* (2nd ed.). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Bankoff, A. D. A., Ciol, P., Acquesta, F. M., Peneireiro, G. M., Bianco, R., Amadio, A. C. a. C., Imbiriba, L. A. (2002). Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*.
- Bowling, A. (1989). Injuries to dancers: prevalence, treatment, and perceptions of causes. *British Medical Journal*.
- BTS Bioengineering (2016). *BTS GAITLAB – Analysis Protocols Oxford Foot Model Protocol* [Ebook]. Retrieved from <https://www.btsbioengineering.com>
- Burstein, A. H. (2001). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American*. (3) 83.
- Busquet, L. (2007). *Las cadenas musculares. Tomo IV* (5th ed.). Ciudad de México: Editorial Paidotribo México.
- Cabrera, N. E. (1996). *Ballet: nacimiento de un arte*. LIB DEPORTIVAS ESTEBAN SANZ
- Cailliet, R. (2017). *Biomecánica*. Madrid: Marbán.
- Carrie, H., & Lori, B. (2006). *Ejercicio Terapéutico: Recuperación Funcional*. Editorial Paidotribo.



- Carter, S. L., Bryant, A. R., & Hopper, L. S. (2019). An analysis of the foot in turnout using a dance specific 3D multi-segment foot model. *Journal of Foot and Ankle Research*, 12 (1).
- Carter, S. L., Sato, N., & Hopper, L. S. (2018). Kinematic repeatability of a multi-segment foot model for dance. *Sports biomechanics*, 17(1).
- Chockley, C. (2008). Ground reaction force comparison between jumps landing on the full foot and jumps landing in pointe in ballet dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(1), 5-8.
- Dozzi, P. A., & Winter, D. A. (1993). Biomechanical analysis of the foot during rises to full pointe: implications for injuries to the metatarsal-phalangeal joints and shoe redesign. *Kinesiology and Medicine for Dance*;16(1):1-11.
- Fleming, B. C., Oksendahl, H., & Beynnon, B. D. (2005). Open- or Closed-Kinetic Chain Exercises After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(3), 134–140
- Freese, J. (2006). *Fitness therapeutic*. 1st ed. Badalona: Paidotribo. .
- Guede, D., González, P., & Caeiro, J. R. (2013). Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*. 5 (1), 43-50.
- Gutiérrez Cirlos, G. (2006). *Principios de anatomía, fisiología e higiene: Educación para la salud*. México, D.F.: Limusa.
- Hall, J. E. (2011). *Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica*. Elsevier Health Sciences.
- Hernández, R. (2014). *Cinemática. Dinámica*. México,1 ed. PATRIA,
- Howse, J. (2011). *Técnica de la danza*. Barcelona: Paidotribo.
- Humm, J. R., Harris, G. F., Raasch, W. G., Black, K. P., Schmitz, J. M., Clavette, K. M., & Park, T. (1994). A biomechanical analysis of ballet dancers on pointe. *Proceedings of 16th*



Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society  
(1), 374-375.

Inman, V. T. (1976). The joints of the ankle. Williams & Wilkins, Baltimore.

Josa Bullich, S., & Rocosa Peres, A. (1990). Lesiones ligamentosas de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento quirúrgico. Editorial Jims. Barcelona.

Kadel N, Boenisch M, Teitz C, et al. (2005). Stability of Lisfranc's joints in ballet pointe position. *Foot Ankle Int* 26(5):394–400

Kadel, N. J. (2006). Foot and Ankle Injuries in Dance. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(4).

Kapandji, A. I. (2006). Fisiología articular. Tomo 2. Miembro inferior. Madrid: Médica Panamericana.

Kimberly P. Veris, Jonathan D. Badwrin, Andrew Fagg, et al. (2020). Multi-Segment Assessment of Ankle and Foot Kinematics during Relevé Barefoot and En Pointe. *Orthopaedic Practice* (32), 3.

Koutedakis, Y., Owolabi, E. O., & Apostolos, M. (2008). Dance biomechanics: a tool for controlling health, fitness, and training. *Journal of Dance Medicine & Science*, 12(3), 83-90.

Kravitz, S. R., Murgia, C. J., Huber, S., Fink, K., Shaffer, M., & Varela, L. (1984). Bunion deformity and the forces generated around the great toe: a biomechanical approach to analysis of pointe dance, classical ballet. *The Dancer as Athlete: The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings* (8) 43-51.

Latarjet, M., & Liard, A. R. (2004). Anatomía humana. Barcelona. Ed. Médica Panamericana.

Lin, C.-F., Su, F.-C. y Wu, H.-W. (2005) Ankle biomechanics of ballet dancers in relevé en pointé dance. *Sports Medicine*, 13 (1), 23–35.



- Mall N, Lee A. & Cole B, Verma N. (2013) The functional and surgical anatomy of the anterior cruciate ligament. *Op Tech Sports Med.*; 21: 2-9.
- Márquez Arabia, J. J., Márquez Arabia, W. H., & Gómez Hoyos, J. C. (2013). Lesiones en bailarines de ballet. *Revista Cubana de ortopedia y traumatología*, 27(1), 109-122.
- Marrero, R. C. M., & Rull, I. M. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Masson.
- Martín Urrialde, J. A., & Mesa Jiménez, J. (2007). Cadena cinética abierta... cadena cinética cerrada... una discusión abierta. *Archivos de Medicina Del Deporte*, XXIV (119), 205-209.
- Méndez, R. (2000). *El Ballet. Guía para espectadores*. Santiago de Cuba. Editorial Oriente.
- Miralles Marrero, R., Miralles Rull, I., & Puig Cunillera, M. (2008). *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor*. Barcelona, Elsevier Masson.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2009). *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana.
- Nogueras, A. M. M., Arenillas, J. I. C., Rodríguez, J. O., Iglesias, F. B., & Sánchez, C. S. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, 2(1), 44-49.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill.
- Office of Human Subjects Research. (2010). Nuremberg Code. Washington: OHSR. Consultado el 20 de noviembre de 2019 en <http://ohsr.od.nih.gov/guidelines/nuremberg.html>.
- Picon, A. P., Da Costa, P. L., De Sousa, F., Sacco, I. D. C., & Amadio, A. C. (2000). Biomechanical approach to ballet movements: a preliminary study. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Quiroz, F. (2006). *Anatomía humana*. México, Editorial Porrúa.



- Race, A., & Amis, A. A. (1996). Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in aP drawer. *Journal of biomechanics*, 29(7), 873-879.
- Robertson, I. (1967). *Injuries of the Lower Limb in Football: Ballet Injuries*.
- Russell, J. A., Kruse, D. W., Nevill, A. M., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2010). Measurement of the extreme ankle range of motion required by female ballet dancers. *Foot & ankle specialist*, 3(6), 324-330.
- Saladin, K. S. (2013). *Anatomía y fisiología: La unidad entre forma y función*. McGraw Hill.
- Schunke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Rude, J., Voll, M. M., & Wesker, K. (2015). *Prometheus: texto y atlas de anatomía*. Editorial Médica Panamericana.
- Scott, N. (1992). *Lesiones de los ligamentos y del aparato extensor de la rodilla. Diagnóstico y tratamiento*. Nueva York: Mosby.
- Secretaría de Gobernación. (2012). Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012, Del expediente clínico. Retrieved March 28, 2018, from [http://dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5272787&fecha=15/10/2012](http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5272787&fecha=15/10/2012)
- Secretaría de Salud. (1983). Reglamento de la Ley General de Salud en materia de Investigación para la Salud. Retrieved March 28, 2018, from <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/compi/rlgsmis.html>
- Smith, J. W. (1953). The act of standing. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 23(2), 159-168.
- Stewart, T. D., & Hall, R. M. (2006). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics*, 20(1), 23–31.
- Torres A. (1993). *El maravilloso Ballet clásico compilación*. Cuba. Independiente.
- Truque, S., López, S., Núñez, T., Rojo, M., & Uribe, L. (2014). Cadena cinética abierta en la lesión de ligamento cruzado anterior: una revisión sistemática. *Revista ces movimiento. Salud*, 2(2), 128-135.



Tuckman, A. S., Werner, F. W., & Bayley, J. C. (1991). Analysis of the forefoot on pointe in the ballet dancer. *Foot & ankle*, 12(3), 144-148.

Viladot, A., Lorenzo, J. C., Salazar, J., & Rodriguez, A. (1984). The subtalar joint: embryology and morphology. *Foot & ankle*, 5(2), 54-66.

Voegeli, A. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista española de reumatología*, 30(09).

Volchenkov, D., & Bläsing, B. (2013). Spatio-temporal analysis of kinematic signals in classical ballet. *Journal of Computational Science*, 4(4), 285–292.

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## XII. ANEXOS

### XII.1 Hoja de recolección de datos

#### HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Nombre: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Edad: \_\_\_\_\_

Año de ballet clásico: \_\_\_\_\_ Años practicando ballet clásico: \_\_\_\_\_

#### Medidas antropométricas

	Derecha	Izquierda
Cadera		
Rodilla		
Tobillo		
Longitudes		
Talla		
Peso		

Dirección General de Bibliotecas UAQ



## XII.2 Carta de consentimiento informado



### CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del estudio: **Análisis biomecánico en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de ballet clásico.**

Fecha: \_\_\_\_\_

Número de registro ante comité de investigación: \_\_\_\_\_

La presente investigación tiene como objetivo evidenciar las adaptaciones biomecánicas en la transición de bipedestación a pointe en bailarines de ballet clásico mediante un análisis biomecánico.

El estudio tiene una duración de 50 minutos aproximadamente donde se colocan marcadores en distintos puntos anatómicos con una cinta hipo alérgica, los cuales son captados por las once cámaras que reflejan luz infrarroja. Para llevar a cabo el análisis biomecánico es requisito traer la ropa adecuada (top, licra o short). Se realizan las indicaciones por el investigador al realizar la evaluación y posteriormente se toman medidas antropométricas.

Se expande este consentimiento informado dejando clara la participación en este estudio, la cual es voluntaria, donde únicamente existe el riesgo de presentar un ligero enrojecimiento por el adhesivo utilizado en los marcadores mencionados anteriormente.

Este estudio no presenta consecuencias que atenten con su integridad física, psicológica y social. La información será confidencial y no se utilizará para otro propósito fuera de esta investigación.

Si surge duda sobre este proyecto, siéntase con la libertad de preguntar durante su participación en él. Igualmente puede retirarse del estudio en cualquier momento que así lo desee. Una vez que haya comprendido el estudio y este de acuerdo con su participación se le pedirá que firme este formato.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

---

Nombre y firma del participante
Nombre y firma del investigador