



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería
División de Ingeniería Mecánica e Industrial

T E S I S

Estudio biomecánico del pie para el diseño mecánico y ergonómico
en zapatillas de punta

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE

Licenciatura en Ingeniería Mecánica

P R E S E N T A

Minerva Azalea Valdez Cruz

**TUTOR(A) PRINCIPAL DE TESIS: Doctor,
Jorge Luis Naude de la Llave**

MÉXICO, D.F. enero AÑO 2014



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Tabla de contenido

<u>CAPITULO I</u>	<u>3</u>
INTRODUCCION	4
<u>CAPITULO II</u>	<u>6</u>
ANTECEDENTES	7
<u>CAPITULO III</u>	<u>11</u>
BIOMECANICA DEL PIE Y TOBILLO	12
LESIONES MÁS COMUNES EN LA DANZA CLASICA	39
<u>CAPITULO IV</u>	<u>43</u>
ANALISIS MECANICO COMPARATIVO DELSOPORTE DE LA ZAPATILLA DE PUNTA	44
<u>CAPITULO V</u>	<u>54</u>
DISEÑO MECANICO PROPUESTO	55
<u>CONCLUSIONES</u>	<u>66</u>
BIBLIOGRAFIA	68
<u>ANEXO I</u>	<u>71</u>
<u>CUESTIONARIO PARA BAILARINAS</u>	
<u>ANEXO II</u>	<u>74</u>
<u>FICHA TECNICA DE MATERIALES</u>	

CAPÍTULO I
Introducción

Introducción

El ballet clásico es una forma de arte de alto rendimiento físico que requiere de bailarines que posean cualidades únicas físicas y anatómicas.

Considerando que un bailarín profesional inicia su carrera desde los 8 años de edad y dedica por lo menos 6 a 10 horas diarias de actividad física intensa, propicia en algún momento de su vida a sufrir un daño o lesión en alguna parte del cuerpo lo que limita o impide un adecuado desempeño dancístico¹.

La tensión o presión repetitiva durante la actividad física que la danza requiere hace que una gran parte del cuerpo de un bailarín sufra las consecuencias que esto origina. Entre los cambios radiográficamente documentados, se han demostrado un incremento en la frecuencia de osteoartritis de cadera, alteraciones en la cortical del fémur, tibia, peroné y huesos metatarsianos; además de hallux valgus rígido y cambios osteoartritis en las articulaciones talares (talo)².

Con relación a las lesiones por presión, estas se originan por sobreuso dentro de las cuales se encuentran las fracturas por estrés y otras como las tendinitis o alteraciones en la cortical de los huesos debido a la constante presión que se ejerce durante un entrenamiento físico intenso en los tejidos óseos y blandos.

Por tal motivo el ballet clásico es una de las principales ocupaciones que tienen alto riesgo de lesiones semejantes a las ocurridas en atletas y deportistas profesionales lo que obliga a investigar y analizar las técnicas de entrenamiento así mismo dispositivos que reduzcan las lesiones en el pie del bailarín como punto prioritario para el beneficio individual y a futuro de estos profesionales.

Considerando a las lesiones óseas por estrés como patologías que causan en un momento dado gran incapacidad, surgió en mi gran interés de diseñar una zapatilla de ballet con el objetivo de reducir las lesiones y/o reducir las mal formaciones generadas por la misma.

El pie es la porción terminal del miembro inferior que lleva el peso del cuerpo y permite la locomoción. Desde la primera etapa de aprendizaje, los bailarines de ballet aprenden cómo trabajar correctamente el pie y la técnica adecuada para articular con el propósito de desarrollar su fuerza y llevar a cabo un rango más amplio de sus movimientos de punta estas dos características son esenciales para la estética del ballet. Además, la fuerza del pie y la flexibilidad son esenciales para el aterrizaje de saltos. Muchos de los ejercicios tradicionales están diseñados para aumentar la fuerza en el pie. Los ejercicios de resistencia incluyen el ritmo tenso, giros y aterrizajes. La fuerza del pie es esencial para los saltos, piruetas y trabajo de puntas. Cuando las bailarinas avanzadas trabajan correctamente los pies, estiran los tobillos y alargan los dedos de los pies, desarrollando flexibilidad.

Debido a las cargas puestas en los pies de un bailarín de ballet, las bailarinas son propensas a esguinces, fracturas, tendinitis y juanetes. El segundo metatarsiano es susceptible a la esguince especialmente en las bailarinas, mientras que el quinto metatarsiano es más propenso a las fracturas. Para evitar lesiones, los bailarines deben prestar atención a su programa de entrenamiento para asegurarse de que están recibiendo un entrenamiento adecuado, sin embargo a diferencia de otras actividades físicas las bailarinas de ballet no cuentan con un calzado especial, ya que el ballet a pesar del entrenamiento físico que requiere, no es considerado un deporte, si no un tipo de arte.

¹ Toro, Lya Contreras *Determinación de la alineación ósea y áreas de mayor presión del pie durante el trabajo en puntas en bailarinas profesionales de ballet clásico*

² *ib*

Las zapatillas actuales de puntas son ligeras diseñadas específicamente para la práctica del ballet. Se hacen de cuero, lona, o satén suave y tienen suelas finas y flexibles con refuerzo en la parte anterior de las mismas. Su objetivo es que las bailarinas de ballet se eleven sobre ellas apoyando el peso de todo su cuerpo sobre la punta y proporcionar una apariencia ligera y estilizada de la bailarina durante la representación, que parezca levitar sobre el suelo o que no haga ruido al caer tras un salto. Sin embargo estas zapatillas que han sido utilizadas por siglos carecen de un diseño ergonómico que de confort a las bailarinas y permita reducir las lesiones, los materiales actualmente utilizados para su fabricación son de cuero, lona o satén estos materiales carecen de absorción al impacto y son propensos a causar infecciones en los pies.

El objetivo de este trabajo es proponer el diseño de una zapatilla de ballet con base en estudios biomecánicos del pie y tobillo en bailarinas de ballet, con la finalidad de diseñar una plantilla ergonómica, con esto nos referimos a dar a la zapatilla la forma de los pies y proponer un material el cual tenga propiedades de absorber parte de los impactos de los pies contra el suelo y distribuirlos de manera homogénea. Con el propósito de reducir la incidencia de las lesiones en el pie y tobillo a causa de las fuerzas a las que se somete el pie ejecutando este tipo de danza .

CAPÍTULO II
Antecedentes

Antecedentes

La constante necesidad de mejorar el desempeño de los atletas, ha contribuido de manera significativa en las innovaciones tecnológicas que les ayudan a alcanzar un mayor rendimiento

Este desarrollo requiere de constantes investigaciones para desarrollar nuevos productos. Siempre con el fin de mejorar las características en diseño, resistencia, absorción de impacto, tracción, todo esto con el empleo de nuevos y mejores materiales. El calzado deportivo suele pasar desapercibido a la hora de analizar el rendimiento físico de un profesional, cuando en realidad es un aspecto clave a la hora de prevenir y evitar lesiones. En este capítulo se tiene como objetivo dar una breve descripción del pie y tobillo, como su anatomía funcional permite que las bailarinas logren pararse en puntas, así mismo la evolución que ha tenido el calzado del ballet durante los años.

El esqueleto del pie está formado por tres grupos de huesos que de atrás hacia delante constituyen el tarso, el metatarso y los dedos. El tarso se halla constituido por siete huesos cortos, dispuestos, como los del carpo, en dos hileras la posterior posee sólo dos huesos superpuestos, el astrágalo y el calcáneo, mientras que la anterior está formada por cinco huesos yuxtapuestos: el cuboides, el escafoides y los tres huesos cuneiformes. Como consecuencia de esta disposición, el tarso es más angosto en su parte posterior que en la anterior el conjunto de estos huesos, articulados entre sí, forman una bóveda, cóncava hacia abajo y hacia adentro, completada hacia delante por el metatarso, sobre la cual descansa todo el cuerpo en posición vertical³.

El astrágalo es un hueso corto, situado en la parte más alta de la bóveda tarsiana, que se articula por arriba con los huesos de la pierna, por debajo con el calcáneo y por delante con el escafoides. El calcáneo es también un hueso corto, situado por debajo del astrágalo en la parte posteroinferior del tarso es el más voluminoso de los huesos de esta región y constituye el esqueleto del talón del pie. El cuboides está situado en la parte externa de la segunda hilera del tarso y es de forma más o menos cúbica, a lo que alude su nombre. Se articula hacia atrás con el calcáneo en tanto que por delante lo hace con el cuarto y el quinto metatarsiano⁴.

El escafoides como los anteriores es un hueso corto, alargado transversalmente y aplanado de adelante hacia atrás su parte posterior es cóncava y se articula con la cabeza del astrágalo, mientras en la anterior, convexa, se articulan los tres huesos cuneiformes; los huesos cuneiformes, como su nombre lo indica, tienen forma de cuña, siendo el primero de base inferior y de base superior los otros dos se articulan con la cara anterior del escafoides por detrás, y con los tres primeros metatarsianos por delante.

Todos los huesos del tarso están formados por tejido esponjoso, rodeados por una delgada lámina de tejido compacto. Como en otros huesos, la dirección de las trabéculas del tejido esponjoso están en relación con las presiones que el hueso debe soportar como consecuencia, la dirección de las trabéculas en unos huesos está en relación con la que éstas tienen en otros, la presión principal se ejerce en la articulación tibiotarsiana, sobre la polea del astrágalo de aquí la presión es dividida y transmitida hacia los lugares donde la planta del pie se apoya en el suelo. Esta transmisión se realiza principalmente merced a los dos grupos de trabéculas. Uno de ellos, desde la polea del astrágalo se dirige oblicuamente hacia abajo y atrás, atraviesa este hueso y se continua por otros grupos de trabéculas del calcáneo hasta terminar en

³ *Anatomía Funcional Biomecánica, Rene Caillet (Ballet enciclopedia del arte coreografico) Pág 251*

⁴ *Ib.*

el punto de apoyo del talón. Las del otro grupo se dirigen oblicuamente hacia abajo y adelante y se corresponden con trabéculas del mismo sentido del escafoides y de los huesos cuneiformes, hacia los primeros metatarsianos⁵.

Los metatarsianos, como los metacarpianos, tienen su cuerpo formado por tejido compacto bastante grueso, provisto de un reducido canal medular; sus extremidades son de tejido esponjoso, recubierto de una delgada lámina de tejido compacto. Los dedos del pie se hallan formados por las falanges estas son análogas en sus características, número, disposición, forma, estructura y desarrollo, a las de los dedos de la mano. Únicamente por su tamaño pueden distinguirse unas de otras son en número de cinco, designados con los nombre de 1°,2°,3°, etc., contando de dentro afuera. El 1° y el 5° se llaman también dedo gordo y dedo pequeño. Cada dedo está constituido por tres falanges; falange proximal, media y distal. El dedo gordo posee dos la proximal y distal. El cuerpo de la primera falange es muy corto y delgado, cilíndrico o aplanado en sentido transversal, las segundas falanges son más reducidas todavía que las primeras, no tienen por decirlo así, más que un cuerpo teórico, ya que están formadas por sus dos extremidades unidas. Las terceras falanges son también más pequeñas y terminan como en la mano, por una media corona que sirve de base al pulpejo del dedo y la uña.

Los huesos sesamoideos son huesos cortos, redondeados u ovals, que se desarrollan unas veces alrededor de las articulaciones (sesamoideos peri articulares) y otras en el espesor de los tendones (sesamoideos intratendinosos)⁶.

Los sesamoideos metatarso falángicos del dedo gordo son constantes, en número de dos, uno interno y otro externo son si acaso los más importantes encontrados en el pie. Los huesos del pie se encuentran unidos entre sí por los ligamentos dando lugar a las diferentes articulaciones del pie proporcionando así su estabilidad y determinando el grado de movimiento de las mismas. Además los huesos del pie se encuentran revestidos por un gran número de músculos, los cuales de acuerdo a su localización, origen e inserción se verá determinada su función. La disposición de los huesos del pie es tal, que se forman los arcos, de los más importantes el arco longitudinal interno, que está formado por el calcáneo, astrágalo, escafoides, los tres cuneiformes y los tres primeros metatarsianos; y el arco anterior o transversal, que va de la cabeza del primero metatarsiano al quinto dedo. Normalmente estos arcos tienen buena cantidad de elasticidad, pero pueden ceder si se someten a una tensión demasiado grande. El astrágalo sostiene el peso del cuerpo, transmitiéndolo a través del mismo a la tibia, y debido a esto, es empujado directamente hacia abajo. Si no fuese capaz de resistir esta presión, el astrágalo y el escafoides, pueden ser forzados fuera de posición (subluxación). La cabeza del escafoides puede entonces verse claramente, con frecuencia casi tocando el piso. El arco transversal esta formado por la disposición convexa de los huesos metatarsales de un lado al otro en la parte de adelante del pie. Si esta estructura cede, las cabezas de los metatarsianos pueden hundirse hasta el nivel del suelo y producir mucho dolor a causa de la tensión resultante sobre los ligamentos, músculos y nervios⁷.

⁵ *Ib.*

⁶ Rene Caillet, *Anatomía funcional Biomecánica* Pág 252

⁷ *Ib.*

Los bailarines de ballet, en particular las mujeres, a menudo utilizan zapatos que les permiten pararse y moverse en la punta de sus dedos del pie. Esta técnica se llama “sur le pointe” o “en pointe” en francés y se conoce como “en puntas” en español. Esta técnica las somete a grandes cargas de peso en los dedos aparentemente extendidos; realizando gran parte de sus movimientos sobre las zapatillas de punta, ya sea en ambas o en una sola. Los zapatos especiales de punta, constituyen un artículo de calzado poco adecuado; observando que el zapato derecho e izquierdo son iguales y la suela es de cuero con la parte superior de lona o lienzo cubierto de seda o raso y una capa dura a la altura de los dedos, realizada a base de varias capas de lona y pegamento en la cual la bailarina va a soportar su peso; presentan además unas cintas que se enrollan alrededor del tobillo como medio de sujeción.

En general las zapatillas de ballet tienen un promedio de vida corto, en ocasiones desde el inicio pueden sufrir rompimiento y no pueden ser usadas por largo tiempo. Por ejemplo una primera bailarina que baila 3 actos de una ballet puede utilizar hasta dos o más pares de zapatillas de punta y en general se calcula que las bailarinas usan un promedio de seis docenas de pares al año e inclusive en algunas este número no es suficiente. La otra posición habitual en los bailarines es la media punta, posición que es la más utilizada en hombres a cambio de la zapatilla de punta⁸.

En realidad los zapatos de punta han sido una parte muy importante en la historia de la danza. La habilidad de pararse sobre las puntas de los dedos proporcionan a la bailarina la habilidad de bailar en otro nivel.

Los bailarines se han parado sobre los dedos de los pies desde tiempos pasados, pero el primer documento realizado con zapatillas de punta probablemente tomó lugar en Inglaterra y Francia entre 1815 y 1830. Esto fue 240 años después de Catherine de Medicis encargada del primer ballet en 1581.

Cuando el rey Luis XIV de Francia ordenó fundar la Royal Academy of Dance en 1661, los bailarines bailaban sobre los pisos de los salones de baile.

En 1726, Marie Camargo hizo su debut en el Ballet de la Opera de París e introdujo el entrechat. Al principio ella bailaba sobre unos zapatos de tacón desgastados, pero rápidamente los reemplazó por unos zapatos sin tacón que le proporcionaban un mejor empuje para sus complicados saltos.

La Revolución Francesa trajo cambios en los atuendos de danza. Estas pequeñas zapatillas con pliegues bajo los dedos de los pies fueron desarrolladas en respuesta a la necesidad de más flexibilidad en el pie. Las nuevas zapatillas permitieron la completa extensión del pie para apuntar y saltar. Fueron los primeros en elaborar una zapatilla de punta.

En 1832, Marie Taglioni aparece en puntas en la primera presentación de la Syphide. Su realización introdujo el uso de la zapatilla de punta como un elemento coreográfico esencial. Esta zapatilla parecía ser sólo una zapatilla suave de raso con un zurcido fuerte en la punta. No tenía una caja protectora para los dedos y presentaba una suela de cuero flexible que soportaba el pie. El zurcido a lo largo del área sobre los dedos permitía que la zapatilla mantuviera un poco la forma.

Así fue como la técnica por mejorar la zapatilla de punta se fue extendiendo por Europa hasta que a mediados del siglo XX, la zapatilla de punta ha llegado a tener una caja considerablemente fuerte para cumplir con las demandas técnicas de los pies de los bailarines⁹.

⁸ Toro, Lya Contreras, *Determinación de la alineación ósea y áreas de mayor presión del pie durante el trabajo en puntas en bailarinas profesionales de ballet clásico*

⁹ *Ballet, Enciclopedia del arte coreográfico capítulo 1*

La evolución hasta la fecha continua, en la actualidad se manufacturan una gran variedad de estilos de acuerdo a las necesidades de los bailarines, sin embargo, a lo largo de 198 años no se ha diseñado una zapatilla de ballet que cubra las necesidades que tienen las bailarinas de ballet al momento de su entrenamiento y ejecución dancística aun cuando su entrenamiento sea tan exigente como cualquier deportista de alto rendimiento.

Es por esta razón que a lo largo de este trabajo se tratará de diseñar una zapatilla con base en estudios biomecánicos del pie y tobillo en bailarinas de ballet, con la finalidad de diseñar una plantilla ergonómica, se propone que la zapatilla sea de materiales ideales que protejan los pies al momento de la ejecución

CAPÍTULO III
Biomecánica del pie y tobillo

Biomecánica del pie y tobillo

La biomecánica es una rama de la física que estudia el aparato locomotor de los organismos biológicos y desarrolla conocimientos para que las personas realicen actividades saludablemente y de una mejor manera¹⁰. Su aplicación en el ámbito dancístico, nos permite saber por qué una bailarina puede saltar hasta dos metros de altura o como debe de ejercer una fuerza para lograr un movimiento. En un campo gravitacional como el de la tierra, nuestros huesos están adaptados para soportar el peso. El cuerpo está sujeto tanto a fuerzas de compresión, flexión y torsión, como al desgaste y la fatiga, conocer las propiedades de los tejidos y del cuerpo es fundamental para manejarlo mejor.

En el capítulo anterior se describió cómo están conformados los grupos y subgrupos del esqueleto del pie y la importancia que tienen para un diseño adecuado de una zapatilla de ballet

Para poder comprender la biomecánica del pie es necesario conocer la anatomía básica del mismo por lo que se dará una breve introducción a la misma. Estos conceptos son explicados debido a que cuando se habla de la biomecánica del pie se hace referencia a conceptos anatómicos del mismo, por lo que es necesario tener un breve conocimiento de este tema.

Anatomía del tobillo

El tobillo es la articulación localizada entre el astrágalo del pie y la mortaja situada entre la tibia y el peroné distales. La tibia y el peroné están conectados mediante una membrana interósea oblicua que permite un grado limitado de separación cuando las diversas anchuras del astrágalo separan mecánicamente los dos huesos para ensanchar la mortaja

El ligamento interóseo puede muy bien denominarse ligamento tibioperoneo; sus fibras están adheridas a lo largo de una cresta lineal en la cara de la tibia y en la cara medial del peroné.

Articulación del tobillo es el astrágalo del pie entre el maléolo tibial y el maléolo peroneo lateral. Esta articulación es inestable, pero los ligamentos mediales y laterales la hacen más estable. Los ligamentos colaterales mediales tienen un eje de rotación excéntrico, de modo que todas las fibras están tensas en la posición neutral, pero las fibras posteriores se relajan en la flexión plantar y las fibras anteriores en la dorsiflexión. Los ligamentos colaterales laterales tienen un eje de rotación central, por lo que todas las fibras se mantienen tensas en la flexión plantar y en la dorsiflexión¹¹ (Fig.1).

¹⁰ *Fundamentos de la biomecánica del aparato locomotor, Ed Villajunco Pág. 7*

¹¹ *Anatomía funcional, biomecánica, René Cailliet Pág.251*

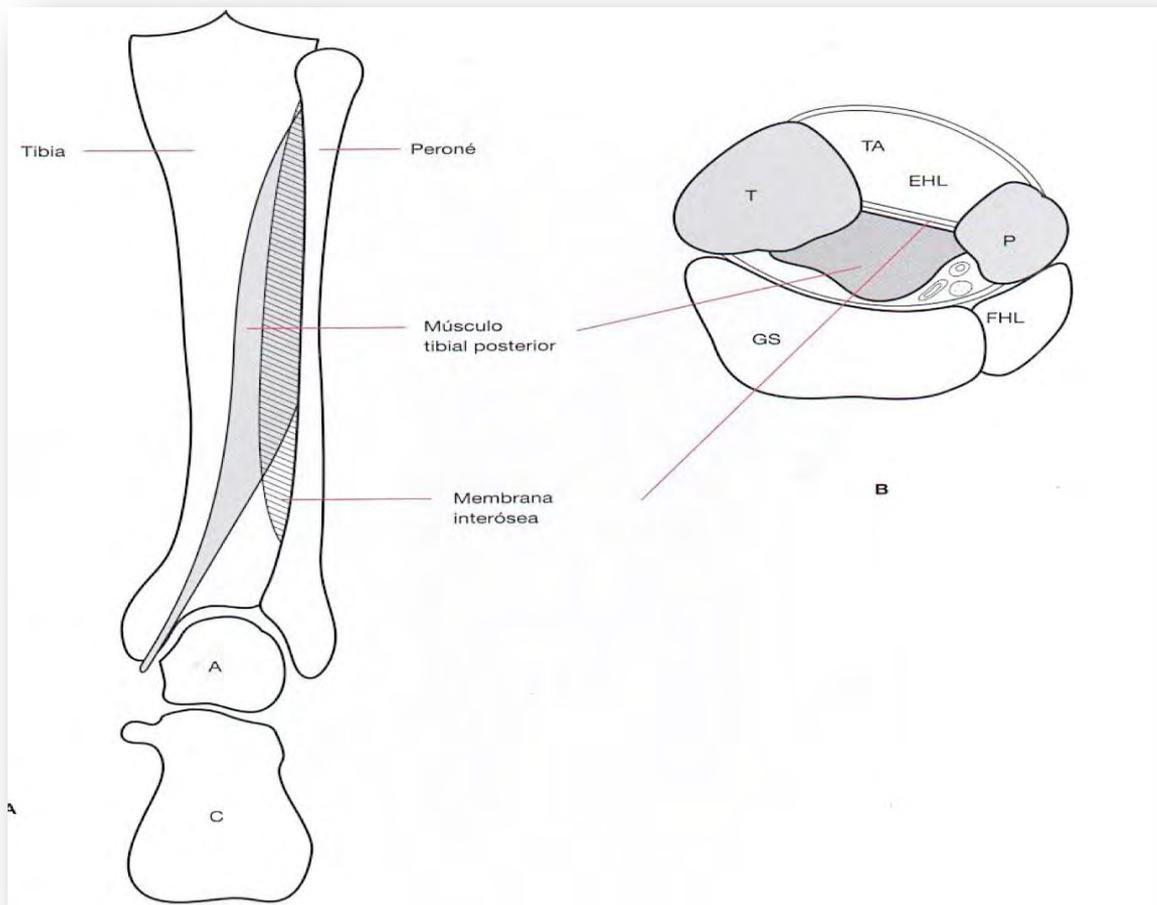


Figura 1

Los ligamentos se extienden desde los maléolos hasta los huesos astrágalo, calcáneo y navicular .

También en la Fig. 1 se aprecia la vista posterior de la cara inferior de la pierna, con la tibia (T) y el peroné (P) formado por la mortaja del tobillo que contiene el astrágalo(A) del pie, La tibia y el pie están conectados por la membrana interósea (B), Sección transversal de la cara inferior de la pierna. gastrocnemio y sóleo (GS), músculo tibial anterior (TA), músculo extensor largo del dedo gordo extensor hallucis longus (EHL),músculo flexor largo del dedo gordo flexor hallucis longus (FHL),calcáneo(C). Efecto de la dorsiflexión del pie sobre la membrana interósea”A”, con el pie posición neutral las fibras de la membrana interósea están en posición oblicua, y la tibia y el peroné están razonablemente cerca ”B”. En la Fig.2, con la dorsiflexión del pie (1), la más ancha porción anterior del astrágalo(2) separa los maléolos y endereza la dirección de las fibras de la membrana interósea, permitiendo la separación de ambos huesos (3) y la elevación del peroné¹²

¹² Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.251

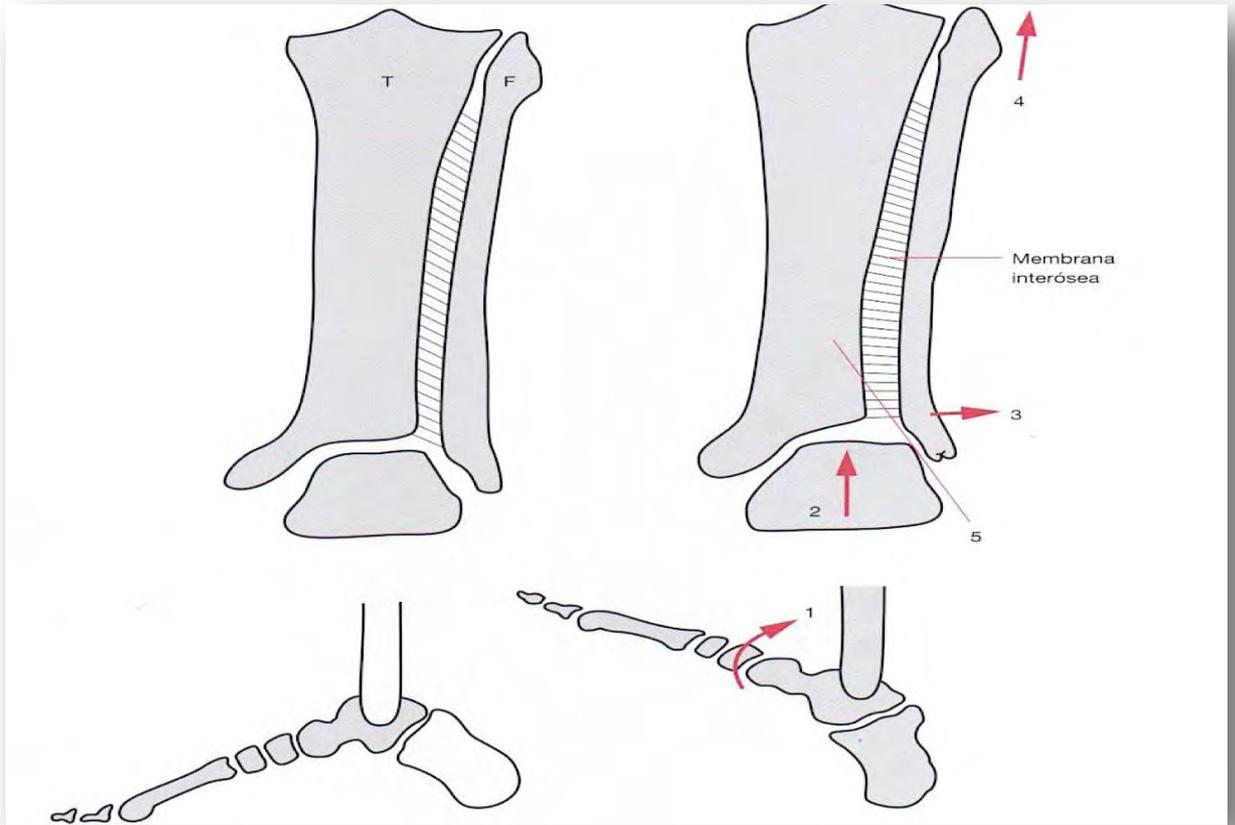


Figura 2

Dorsiflexión del pie (1), la más ancha porción anterior del astrágalo(2) separa los maléolos y endereza la dirección de las fibras de la membrana interósea, permitiendo la separación de ambos huesos (3) y la elevación del peroné (4), La tibia continúa descargando el peso sobre el astrágalo (5).

Ligamentos colaterales de la articulación del tobillo.

Los ligamentos más importantes, ya que son los que le proporcionan estabilidad a la articulación, son: Ligamento lateral interno o ligamento deltoideo: une el astrágalo y el calcáneo con la tibia y se encuentra al lado interno del tobillo, Ligamento lateral externo: son tres fascículos diferentes, que unen el astrágalo y el calcáneo con el peroné. Está en el lado externo, Ligamentos de la sindesmosis: son los que mantienen unido la tibia y el peroné.(Fig 3)¹³

¹³ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.254



Figura 3

Ligamentos Colaterales del tobillo reciben su nombre de acuerdo con sus puntos de intersección, peroneoastragalino anterior, peroneoastragalino posterior, perocalcáneo y astragalocalcáneo.

Relación de los ligamentos colaterales con su eje de rotación

La articulación tibioperoneoastragalina sólo posee movimientos de flexoextensión (flexión plantar y flexión dorsal). La eversión e inversión que se experimenta en el pie se desarrollan entre el astrágalo, calcáneo y escafoides –articulación subastragalina y calcaneoescafoidea-. Es así que los movimientos de circunducción experimentados en el pie son causados por la participación de las tres articulaciones nombradas (Fig.4)

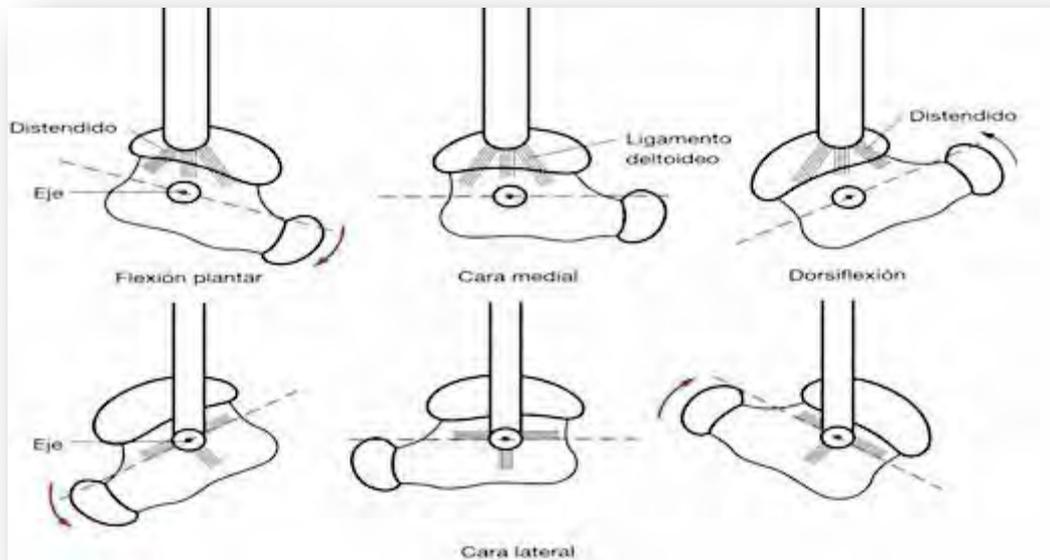


Figura. 4

El eje medial de rotación es excéntrico y medial central, dando lugar a cambios de los ligamentos colaterales mediales y laterales durante la flexión plantar y la dorsiflexión

Huesos y articulaciones del pie.

Existen veintiséis huesos en el pie, que incluyen catorce falanges, cinco metatarsianos y siete tarsianos. El pie puede dividirse en tres segmentos funcionales, el posterior, que alberga cinco metatarsianos y catorce falanges (Fig.5)

El astrágalo es el hueso del pie que soporta la carga en el segmento posterior. Es cuneiforme siendo la porción anterior más ancha que la posterior. Se aloja en la mortaja del tobillo formada por los maléolos de la tibia y peroné. Los ligamentos del tobillo sujetan el astrágalo y el calcáneo en la mortaja del tobillo, y están sujetos por la elongación debida al movimiento en valgo y varo de la articulación del pie-tobillo. El ángulo de rotación del astrágalo en la mortaja influye en la estabilidad de los ligamentos colaterales para evitar lesiones debidas al sobre estiramiento o a desgarros o avulsiones ligamentosos¹⁴.

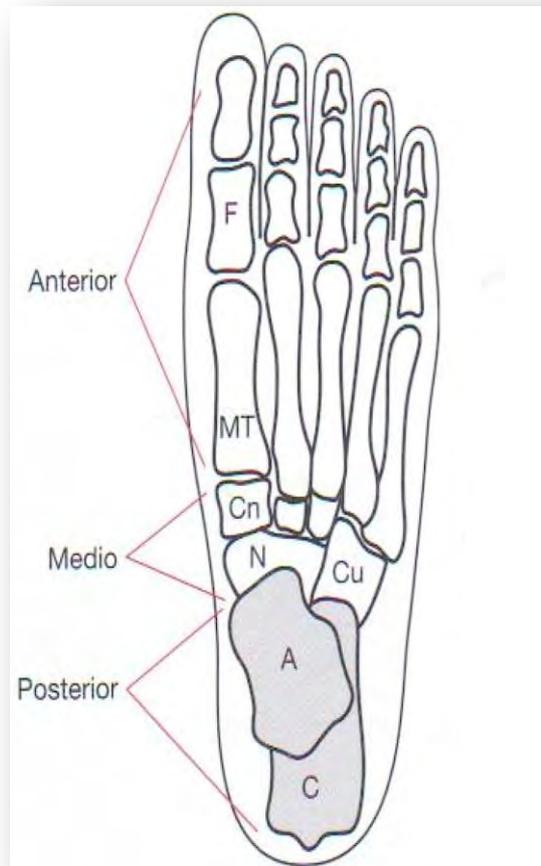


Figura 5

Segmentos funcionales del Pie. Se muestran tres segmentos del pie: anterior, que contiene los metatarsianos (MT) y las falanges (F); medio que contiene los tarsianos navicular (N) tres cuneiformes (Cn) y cuboides (Cu) y posterior que contiene el astrágalo (A) y el calcáneo (C).

¹⁴ *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.255

El astrágalo visto desde el plano coronal, es cuneiforme; es más ancho en la parte anterior que en la posterior. Se inserta en la mortaja formada por los maléolos de la tibia y el peroné Su eje de rotación es oblicuo a la línea anteroposterior de la región inferior de la pierna desde la rodilla hasta el tobillo(Fig.6)

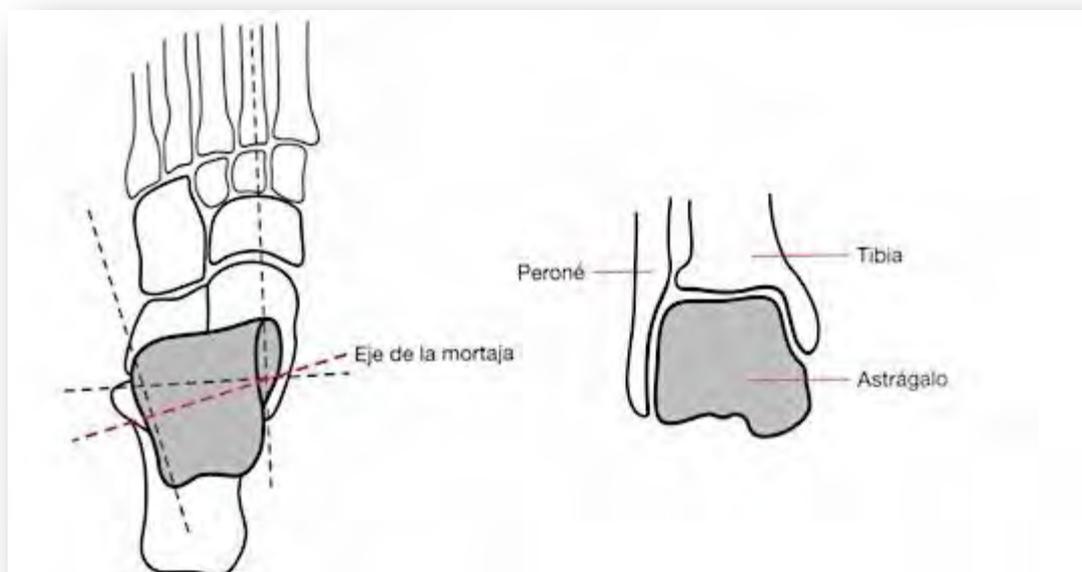


Figura 6
El astrágalo visto desde el plano coronal

La (Fig.7) nos muestra el eje de rotación del astrágalo A, la vista anterior de la articulación del tobillo muestra el astrágalo entre los maléolos del peroné y la tibia B, grado de desviación lateral (16°) del astrágalo y su eje de rotación. Cara ancha del astrágalo (a) frente a anchura posterior (p)¹⁵.

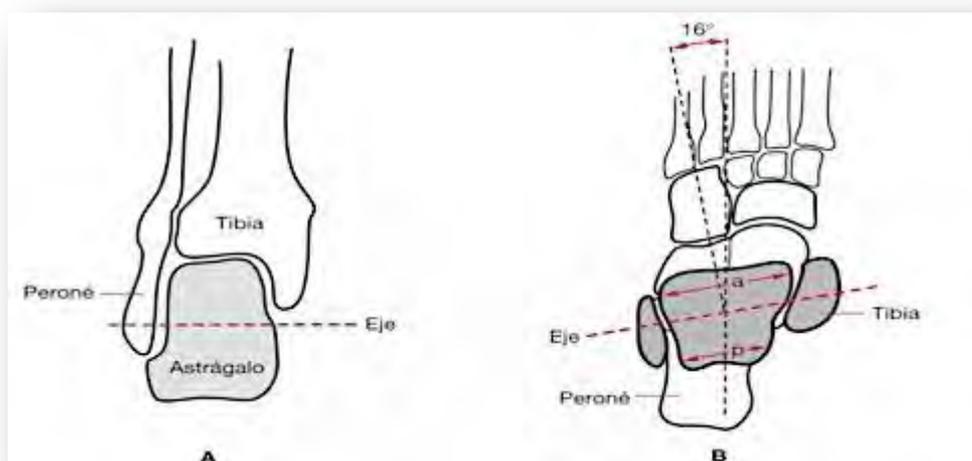


Figura.7
Ejes de rotación del astrágalo

¹⁵ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.256

Ligamento peroneoastragalino anterior durante la flexión plantar en la flexión plantar extrema, el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) se sitúa casi en posición vertical (75° respecto de la línea horizontal) P, peroné; A, astrágalo (Fig. 8)¹⁶



Figura 8

Posición vertical 75° respecto de la línea horizontal representa la posición de relevé primera posición abierta

Desplazamiento lateral medial del tobillo A en un valgo pronunciado del pie, el ligamento colateral (LCL) se prolonga y el calcáneo (C) se desplaza levemente sobre el astrágalo en dirección de valgo dentro de la mortaja B, En el varo sucede lo contrario, estirándose los ligamentos colaterales mediales (LCM), peroné (P) tibia(TI) (Fig. 9)¹⁷

¹⁶ *Ib.*

¹⁷ *Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.258*

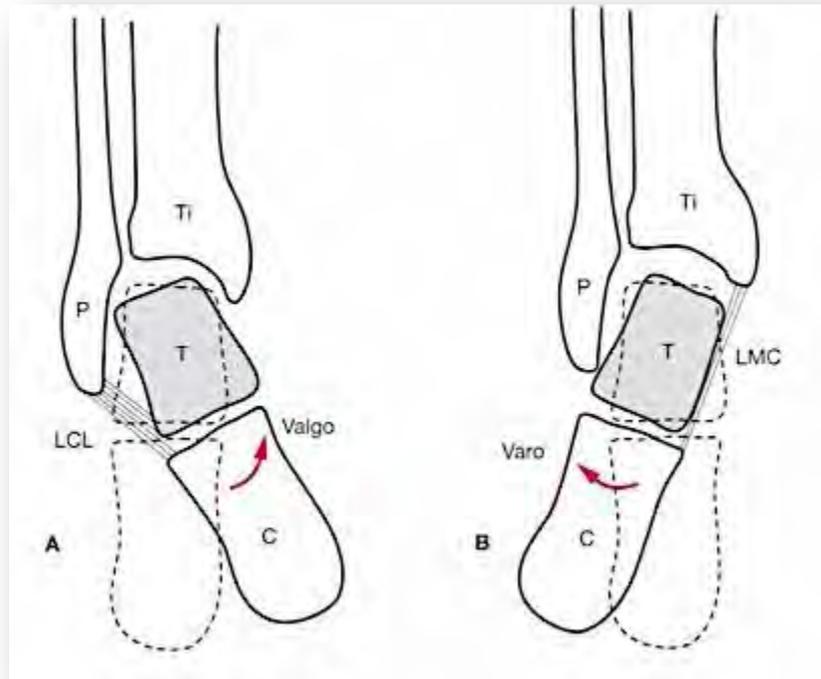


Figura.9

La mayor parte de la inversión y eversión del pie se producen en la articulación astragalocalcáneo. La carga sobre el pie la soporta el astrágalo, el cual se apoya en los dos tercios anteriores del calcáneo. Las articulaciones funcionales que soportan mayor carga en el pie son la articulación subastragalina, la articulación astragaloescafoidea cuboidea y las articulaciones distales metatarso falángicas. El centro de gravedad se ubica entre los dos huesos naviculares (escafoides)

La articulación astragalocalcáneo (subastragalina) contiene diversas articulaciones en distintos planos que permiten un leve grado de movimiento. La articulación posterior de la cara superior del calcáneo es convexa, y la cara articular de la cara inferior del astrágalo es cóncava; esta relación forma una articulación incongruente que permite leves grados de inversión y eversión. Cuando la articulación del tobillo está cerrada, con el pie dorsiflexionada, todo el movimiento en valgo y en varo en el pie inferior se produce en la articulación astragalocalcánea.

Todo el cuerpo y parte de la cabeza del astrágalo se apoyan en los dos tercios anteriores del calcáneo y se proyectan levemente delante de éste las carillas anteriores de la articulación subastragalina son dos carillas similares situadas en la cara superior del calcáneo y en la cara inferior del cuerpo y el cuello del astrágalo. Las carillas del astrágalo son convexas, y las del calcáneo cóncavas. En las carillas posteriores es justo lo contrario. Esta asimetría forma una articulación incongruente de motilidad limitada.

Principales articulaciones funcionales de carga del pie. (Fig.10)¹⁸

¹⁸ Anatomía funcional, biomecánica, René Cailliet Pág.259

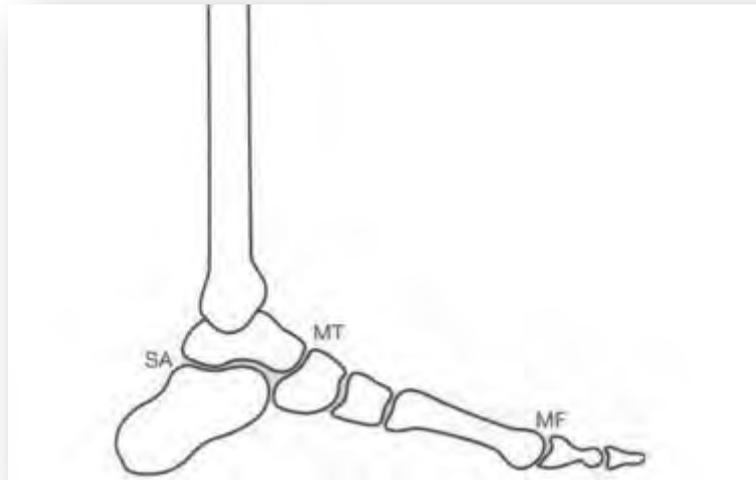


Figura 10

Las tres principales unidades funcionales del pie que soportan la carga son la articulación subastragalina (SA), situada entre el astrágalo y el calcáneo; la mediotarsiana (MT), situada entre el astrágalo y los huesos naviculares y cuneiforme; y las articulaciones metatarso falángicas (MF).

Relación de la articulación del tobillo con el centro de gravedad.

La inversión y eversión del pie se produce en la articulación. La carga sobre el pie la soporta el astrágalo, el cual se apoya en los dos tercios anteriores del calcáneo. Las articulaciones funcionales que soportan mayor carga en el pie son la articulación astrágalo escafoidea cuboidea y las articulaciones distales metatarsofalángicas . (Fig.11)

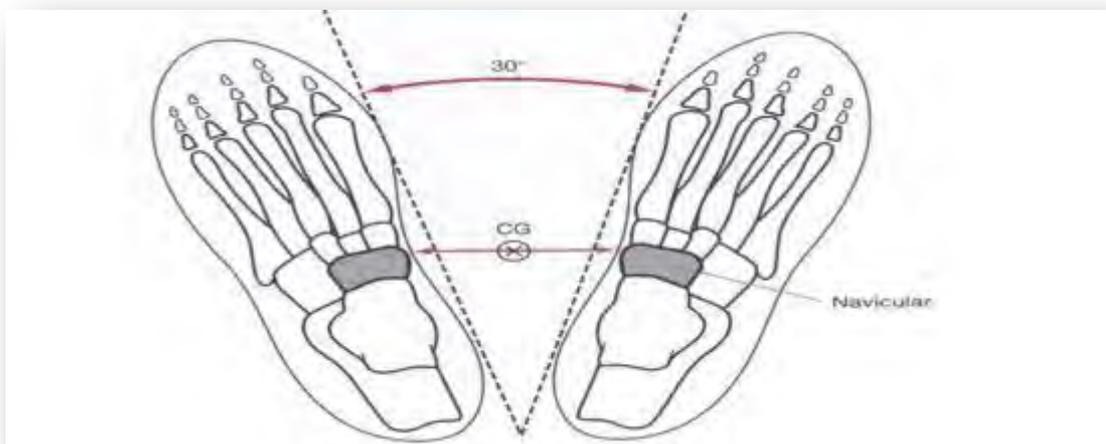


Figura 11

El centro de gravedad (CG) se encuentra en medio camino entre los dos huesos naviculares de los pies que, en bipedestación normal, hacen que los pies se abran normalmente en un ángulo de 30°

El eje de rotación de la articulación del tobillo (AT) es posterior al centro de gravedad (CG) del pie, el brazo de palanca del talón es más corto que del ante pié, peroné y tibia (Fig.12)¹⁹

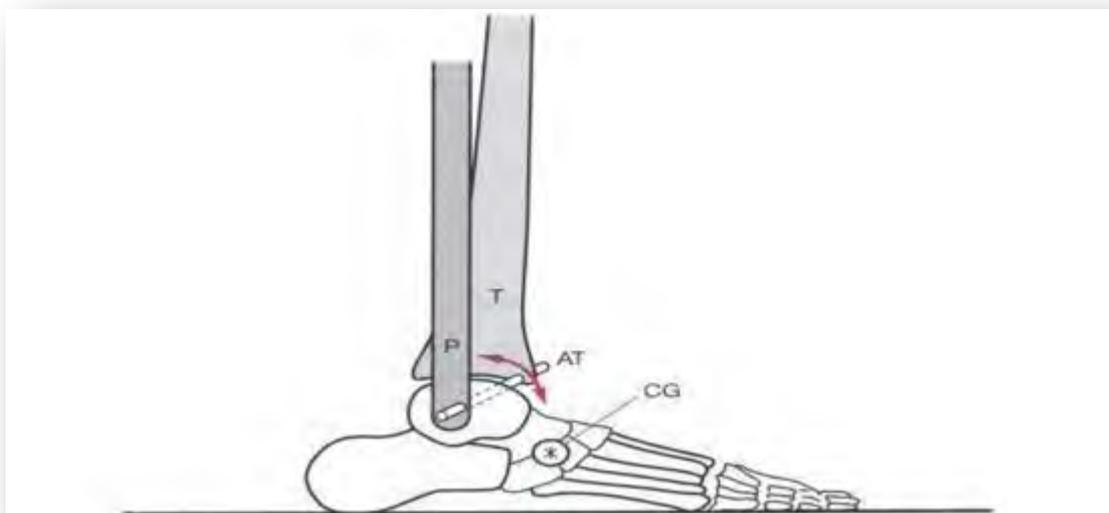


Figura 12

La cara lateral de la articulación astragalocalcánea, el astrágalo (A) se divide en el cuerpo (Crp), cuello (CII) y cabeza (Ca) se articula con el cal caneo (sinus tarsi ST) en el que se encuentra el ligamento astragalocalcáneo, TA tendón de Aquiles. (Fig.13)²⁰

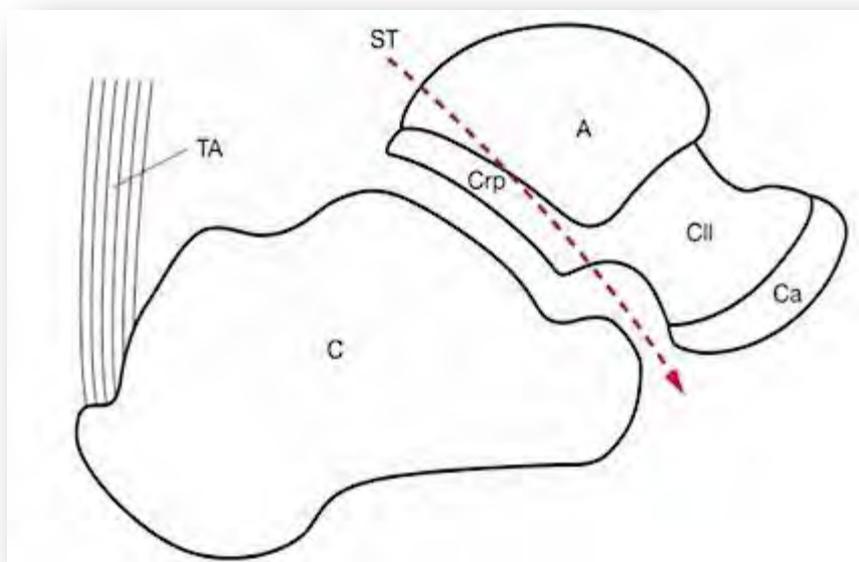


Figura 13

¹⁹ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.260

²⁰ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.260

Articulación astragalocalcánea (subastragalina). El astrágalo y el calcáneo se articulan mediante tres carillas; anterior, medial y posterior. La articulación astragalocalcánea tiene un recorrido oblicuo y forma el seno del tarso (sinus tarsi), el cual contiene el ligamento astragalocalcáneo, que une los dos huesos(Fig.14)²¹.

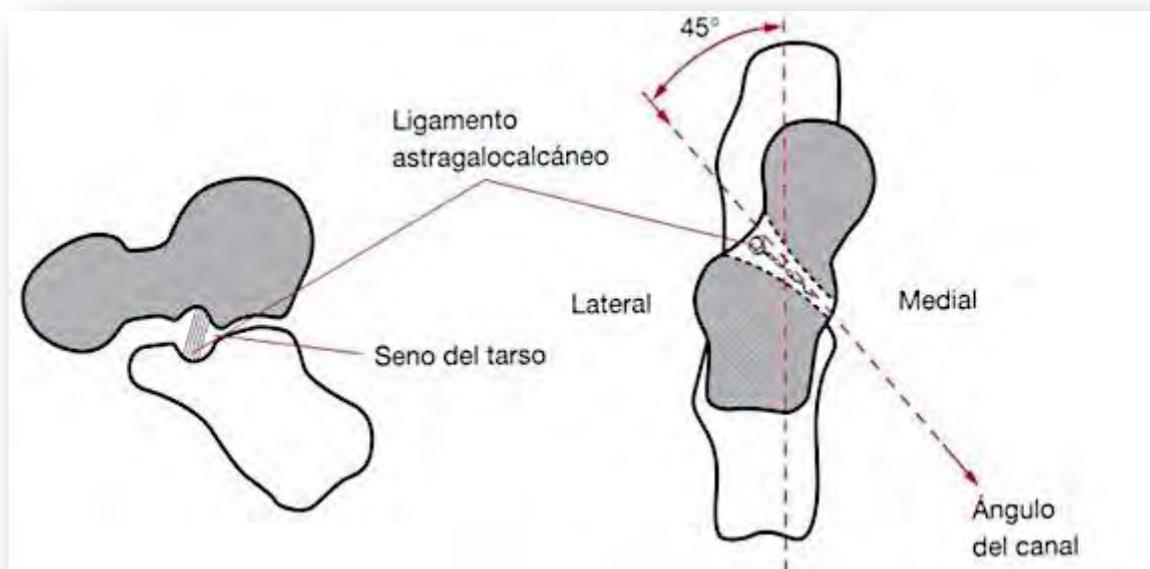


Figura 14

La terminación redondeada del ligamento se denomina ligamento cervical –lateral- y –medial- son las caras de la articulación astragalocalcánea

Descanso del astrágalo sobre el calcáneo. El ligamento calcaneoescafoideo plantar (LCE) desciende hacia el calcáneo (C). Habiéndose retirado el astrágalo, pueden verse las carillas –carilla media (CM), carilla anterior (CA) y carilla posterior (CP). El sustentáculo del astrágalo (SA) es el punto de unión del ligamento calcaneoescafoideo plantar. El seno del tarso (ST), el hueso navicular (N) y el cuboides (Cu) se muestran para una mejor orientación(Fig. 15)²².

²¹ *Ib.*

²² *Anatomía funcional, biomecánica, René Cailliet Pág.262*

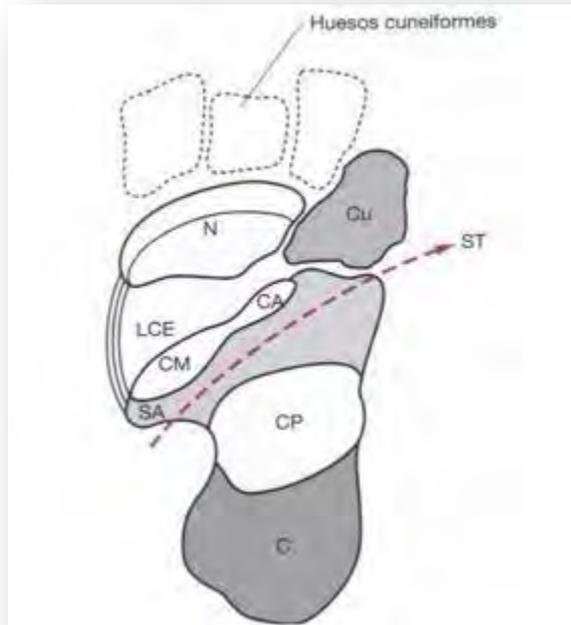


Figura 15

Arcos del pie.

Existen cuatro arcos del pie, tres a través de los huesos del pie (arcos transversos) y el cuarto a lo largo del lateral del pie (arco longitudinal)

Arcos transversos .

Los arcos transversos son el tarsiano, el metatarsiano posterior y el metatarsiano anterior.

El arco tarsiano está formado por el navicular, el cuboide y los tres huesos cuneiformes

El arco transverso, también conocido como arco metatarsiano posterior, está formado por la base de cada uno de los huesos metatarsianos la forma de los metatarsos configura el arco y proporciona estabilidad simplemente por su disposición incluso cuando el pie soporta el peso del cuerpo (Fig.16)²³.

²³ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.262

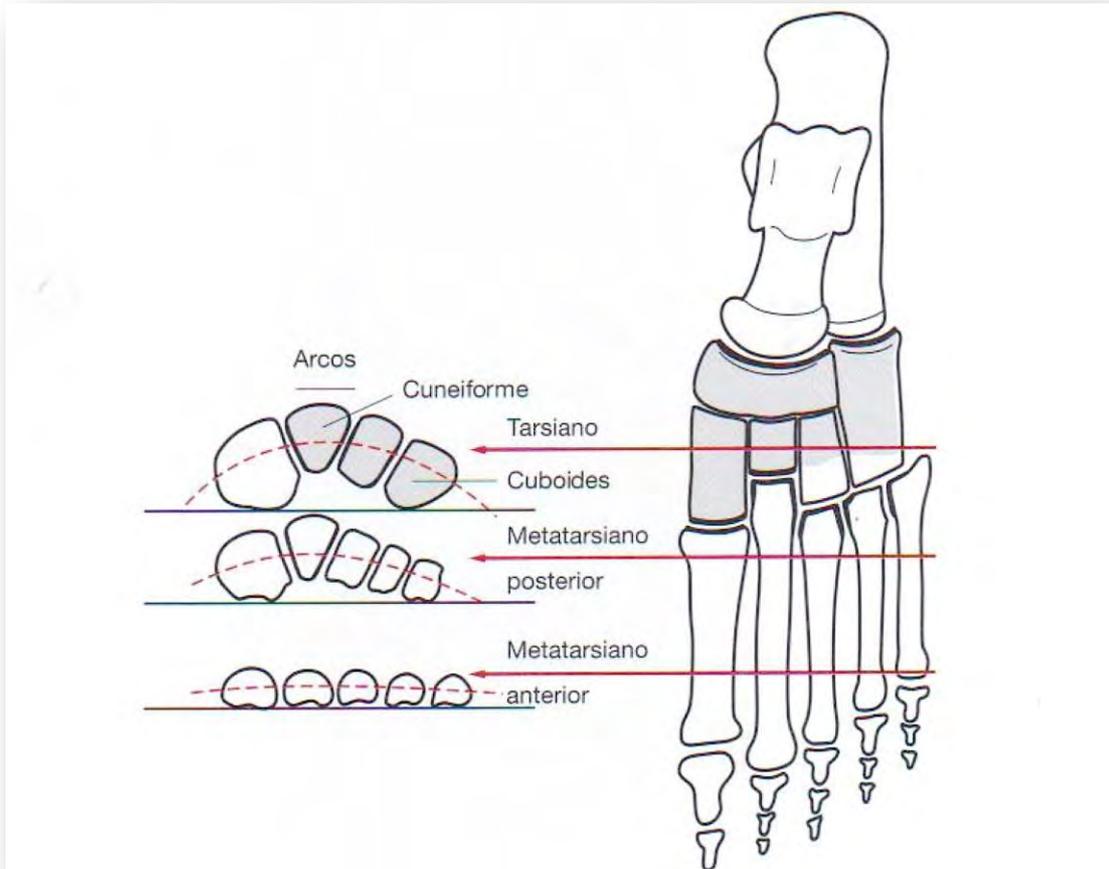


Figura 16
Arcos transversos

Arcos Longitudinales.

Visto de lado, el pie tiene dos arcos longitudinales, dependiendo de si se mira desde el lado medial o lateral: Los arcos se sostienen en virtud de las formas específicas de todos los huesos que los integran y están reforzados por la fascia plantar.

Arco Longitudinal lateral está formado por el calcáneo, el cuboides y los metatarsianos cuarto y quinto. Es un pequeño arco que soporta el peso corporal. Puede –aplanarse- en el gínglimo entre el cuboides y los metatarsianos cuarto y quinto.

Ligamentos del arco tarsiano: Existen tres ligamentos principales que atraviesan y conectan los huesos tarsianos para formar un arco; ligamento dorsal (LD) , Ligamento interno (LI) y ligamento plantar (LP), 1,2,3 representan los huesos cuneiformes ;CU cuboides (Fig.17)²⁴

²⁴ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.263

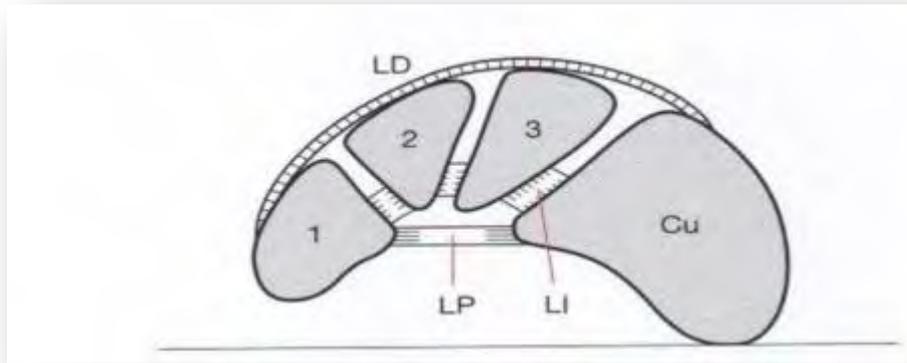


Figura 17
Ligamentos principales arco tarsiano

Arco transversal, está formado por la base de los cinco metatarsianos. Aunque se produce por cierto movimiento entre los huesos, éstos son relativamente fijos. La base del segundo metatarsiano (2) es cuneiforme y funciona como hueso de dovela del arco.

Todos los huesos rotan alrededor de este segundo metatarsiano fijo (Fig.18)²⁵

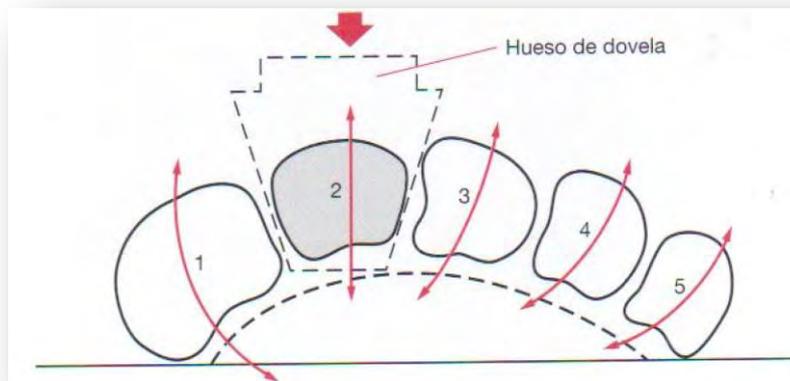


Figura 18
Arco transversal

Arco Longitudinal medial.

El arco longitudinal medial está formado por el calcáneo, el astrágalo, los tres huesos cuneiformes y los tres metatarsianos mediales. Es más alto que el arco longitudinal, situándose su vértice en las cabezas del astrágalo y el navicular. El tendón del músculo tibial posterior pasa bajo el ligamento calcaneoescafoideo plantar, y se inserta por la base en los metatarsianos segundo, tercero y cuarto. Todo aplanamiento del arco se da en la articulación astragaloescaploidea.

En la (Fig.19): El arco longitudinal lateral comprende el calcáneo (C), el astrágalo (A) el cuboide (Cu), los metatarsianos (M) y las falanges laterales (F). B, el arco

²⁵ Anatomía funcional, biomecánica, René Cailliet Pág.268

longitudinal medial está formado por el astrágalo (A), el calcáneo (C), los huesos naviculares (N), los huesos cuneiformes (CUI) y los tres metatarsianos mediales (M). El tendón tibial posterior emerge de los dos tercios superiores de la membrana interósea astragalocalcáneo que forma una canal. A su paso, se comporta como una polea, produciendo la flexión plantar y la inversión del pie²⁶.

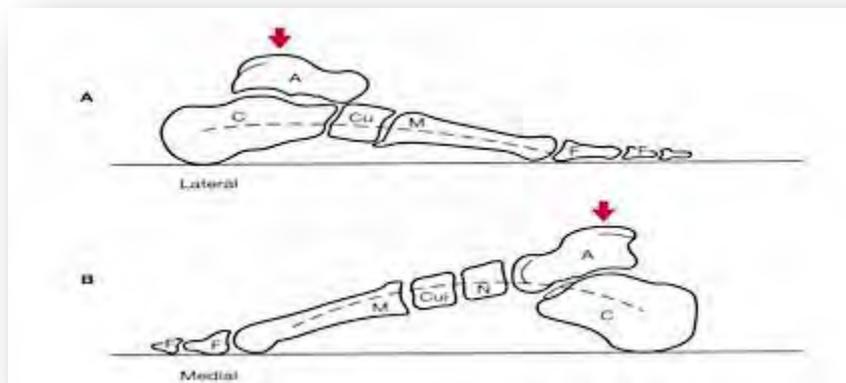


Figura 19
El arco longitudinal lateral

Fascia Plantar

La fascia plantar, que soporta los arcos, emerge del tubérculo medial de la cara anterior del calcáneo y avanza anteriormente para dividirse en cinco bandas, cada una de las cuales se inserta en un dedo.

Cada una de las bandas distales se divide en la articulación metatarso falángica para unirse a las caras interior y exterior de dicha articulación. A través de esta división distal pasan los tendones flexores largo y corto. Ocasionalmente, se presenta una banda lateral fibrosa corta que se inserta en la base del quinto metatarsiano. Ésta se denomina ligamento calcaneoescaloideo lateral. La fascia plantar se hace más fuerte con la extensión de los dedos, porque las bandas anteriores distales de la fascia, tras su división, se insertan en la base de las falanges proximales; así, la extensión de las falanges proximales produce un aumento de tensión en la fascia plantar.

Posición Anterior de la fascia plantar

Las bandas plantares se dividen, formando un surco anterior distal de la fascia plantar, las bandas plantares se dividen formando un surco a través del cual pasan los tendones flexores. (Fig.20)²⁷

²⁶ *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.268

²⁷ *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.271

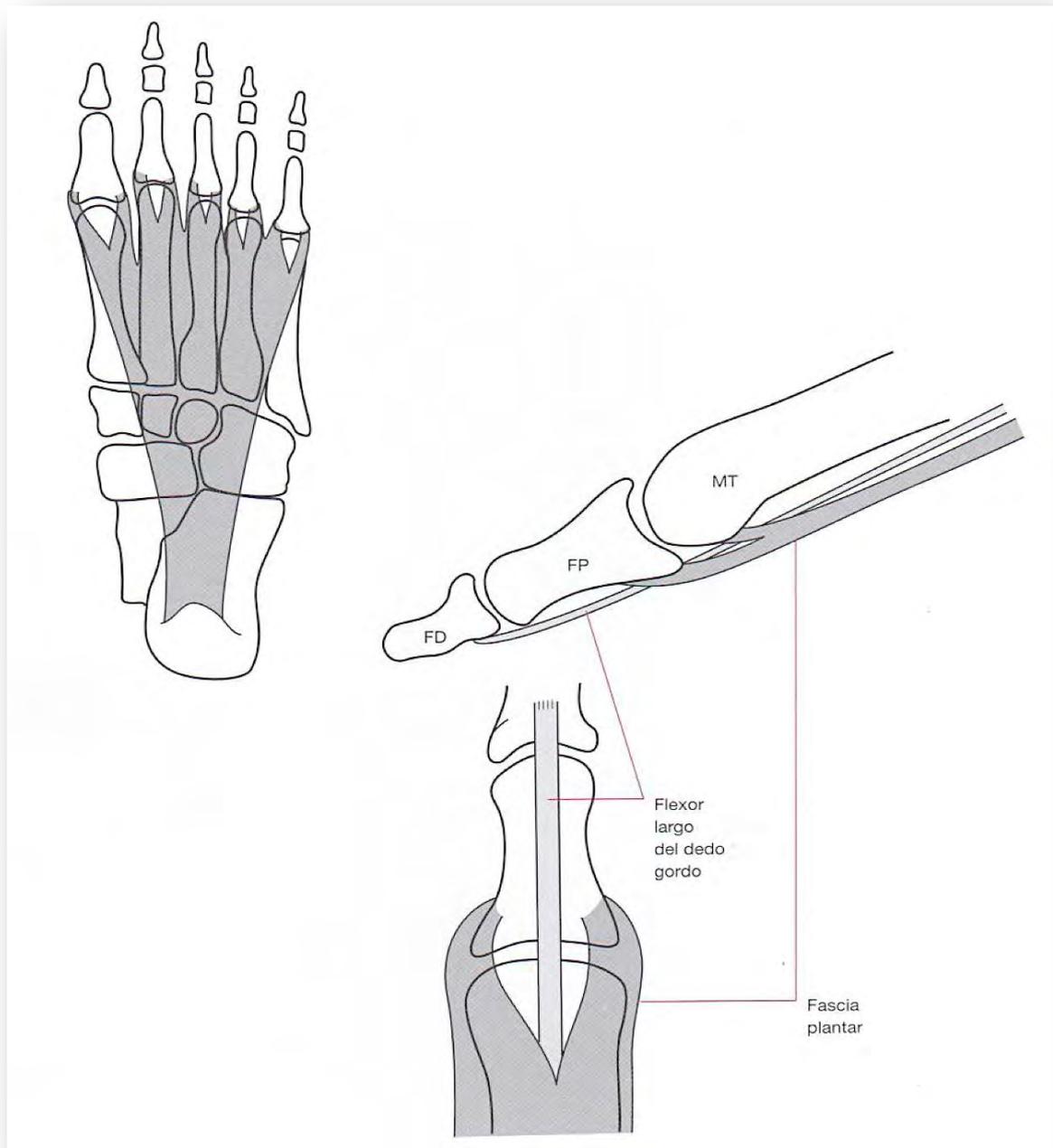


Figura 20
Se muestran metatarsos (MT) las falanges proximales (FP) y las falanges distales (FD)

Mecanismo de la fascia plantar sobre el arco longitudinal.

El peso corporal (PC) lo soporta el astrágalo (A), que es el vértice del arco longitudinal. La figura superior muestra la carga sobre el calcáneo (C) y las cabezas de los metatarsianos. El mecanismo de la fascia plantar (FP), es como el arco y cuerda (Fig.21)²⁸.

²⁸ Anatomía funcional, biomecánica ,René Cailliet Pág.272

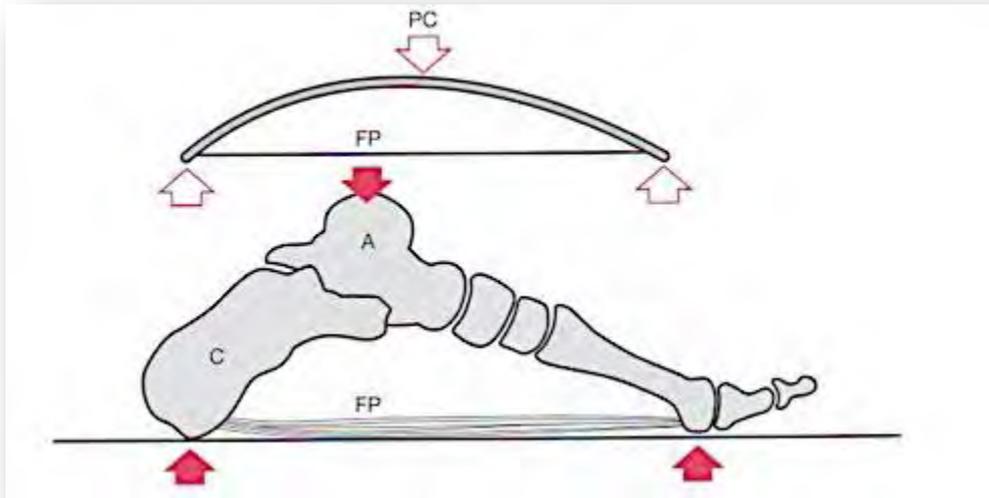


Figura 21

Mecanismo de la fascia plantar sobre el arco longitudinal

Efecto de la extensión de los dedos sobre la fascia plantar A, el arco longitudinal se aplana cuando soporta el peso (B), efecto de la extensión del dedo, sobre la fascia y el calcáneo, el arco debería aumentar pero no lo hace debido al peso corporal (Fig.22).²⁹

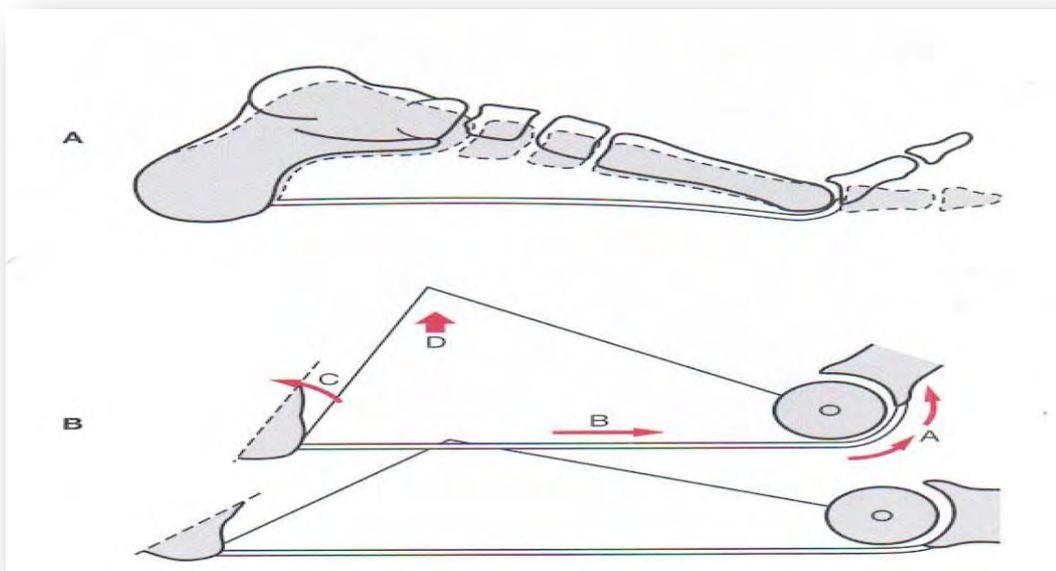


Figura 22

Efecto de la extensión de los dedos sobre la fascia plantar

²⁹ Anatomía funcional, biomecánica, René Cailliet Pág.272

Articulaciones metatarso falángicas.

Los extremos distales de los huesos metatarsianos están curvados de forma oblicua. Se articulan con los extremos proximales de las falanges, los cuales son cóncavos. Forman una articulación incongruente en cuanto a que se presentan curvaturas diferentes, y la flexión en una posición neutra debe de ser deslizante para que pueda darse la rotación en torno al eje de rotación de la cabeza metatarsiana. Todos los dedos, especialmente el gordo, se hiperextiende fisiológicamente; hay dos falanges en el primer dedo y tres falanges en el resto de los dedos. Sus proyecciones presentan habitualmente el dedo gordo más largo, seguidos por los otros dedos consecutivamente, siendo el quinto el más corto. El eje de rotación de la articulación es excéntrico (círculo discontinuo) y por lo tanto, permite la flexión, que es posible a las 90°(Fig.23)³⁰.

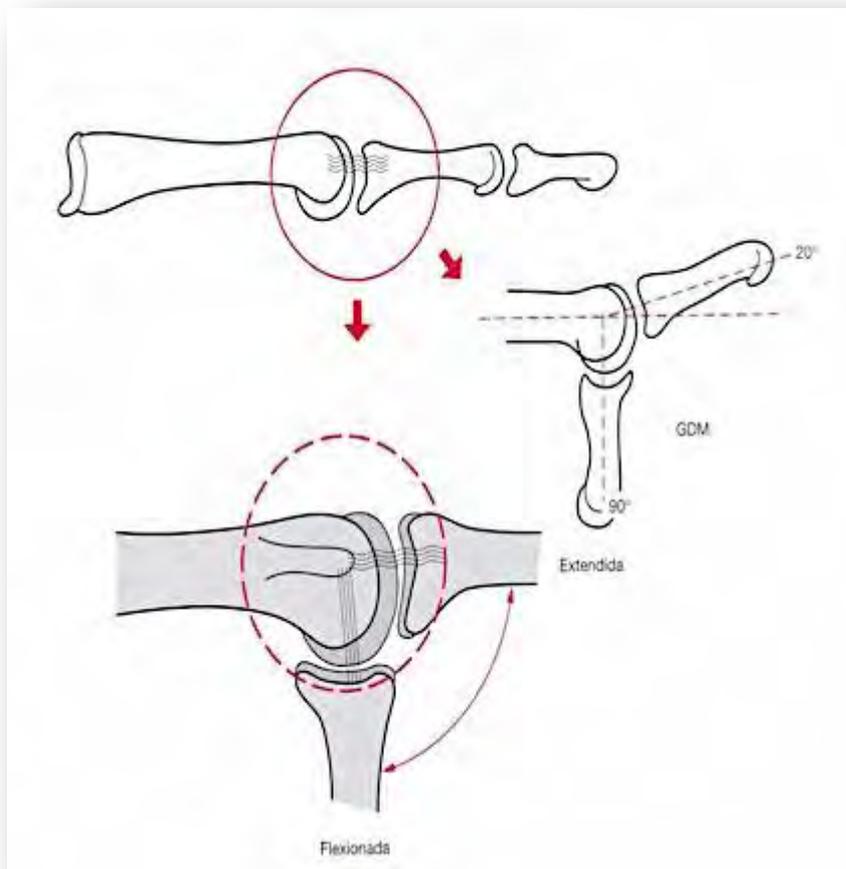


Figura.23

La flexión inicial es un deslizamiento descendente hasta que se alcanza el centro de rotación (eje), haciendo que el dedo se flexione. Es posible la hiperextensión (hasta 20°)

³⁰ *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.273

La articulación metatarso falángica.

Las articulaciones metatarsofalángicas (*[TA]: articulationes metatarsophalangeae*) son de tipo condilea, ubicadas en la unión de las cabezas metatarsianas con las falanges proximales. Está reforzada por los siguientes ligamentos:

Ligamentos metatarsofalángicos colaterales: Se extienden a ambos lados de cada articulación, pero se disponen inclinados desde la porción superior de la cabeza de cada metatarso hasta la porción inferior de la base de cada falange proximal ensanchándose en ese sentido. Ligamento metatarsofalángicos plantares o placas: Son engrosamientos de fibrocartilago en la región plantar de cada cápsula articular, que unen las caras plantares de la cabeza de cada metatarsiano y la base de cada falange proximal.

Ligamento intermetatarsiano transversal profundo: las placas adyacentes de la articulación metatarsofalángica están unidas por ligamentos intermetatarsofalángicos que, en conjunto, forman un gran ligamento conocido como ligamento intermetatarsiano transversal profundo. (Fig.24)³¹

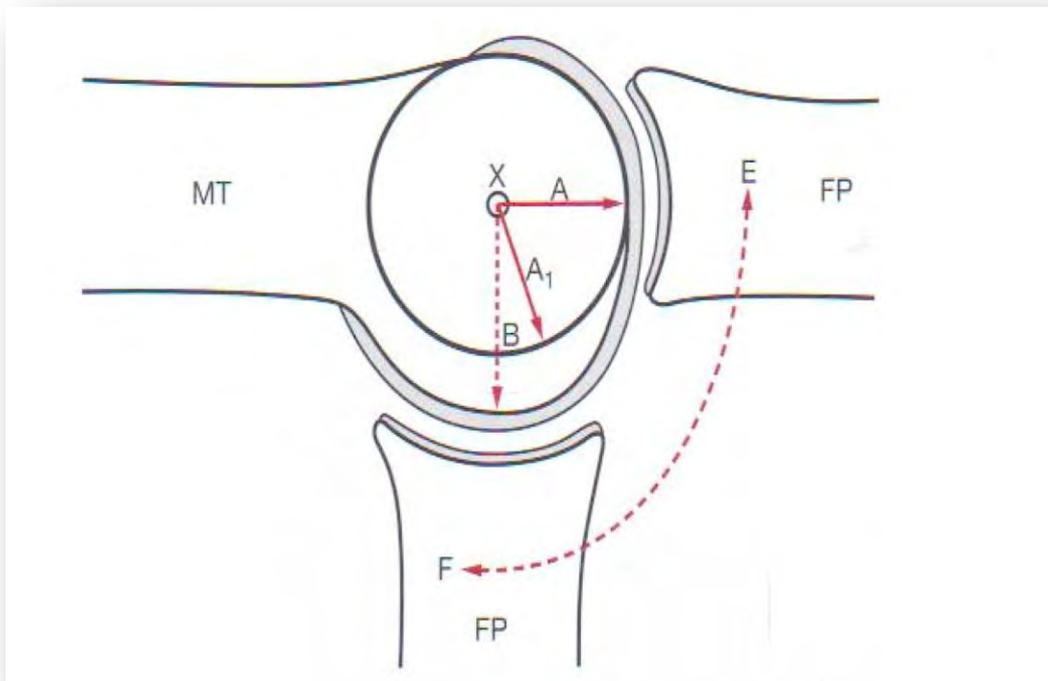


Figura 24

El extremo distal del metatarsiano está recubierto de cartilago y presenta una forma ovoide (B desde el eje de rotación) comparado con la circunferencia completa (A). Cuando la falange proximal (FP) se flexiona sobre el metatarsiano (MT), de E a F, se desliza hacia abajo antes de rotar.

³¹ *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.271

Longitudes de los dedos; la longitud de cada dedo sigue estas secuencias $1 > 2 > 3 > 4 > 5$: la longitud de los metatarsianos no obstante, difiere siendo el segundo metatarso el más largo, el tercero más largo y así subsecuentemente $2 > 3 > 4 > 5 > 1$ (Fig.25)³².

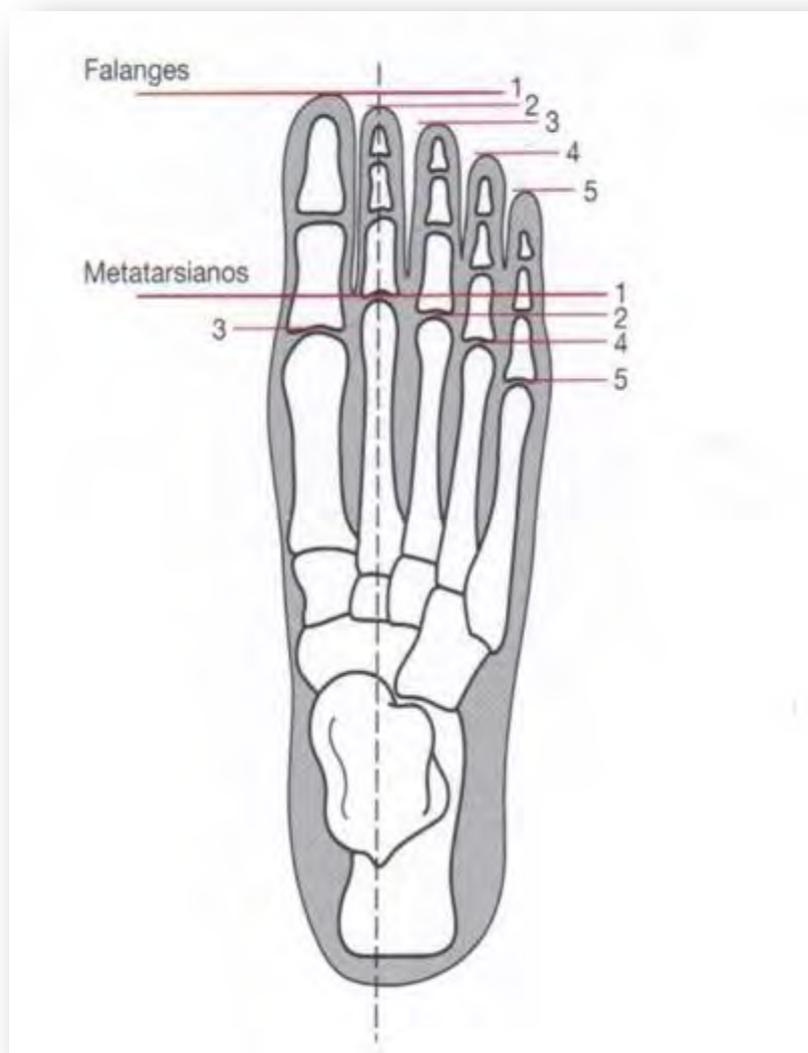


Figura.25
Longitudes de los dedos

³² *Anatomía funcional, biomecánica*, René Cailliet Pág.271

Consideraciones anatómicas a evaluar en el pie de la bailarina.

La forma, función, y la estética del pie dará al bailarín seguridad durante la ejecución dancística y ayudará a prevenir lesiones. El bailarín puede cargar hasta cuatro veces su peso en cada pie durante un salto con tan solo una zapatilla de ballet en el pie, la mejor simetría para el pie de un bailarín es tener los primeros tres dedos del pie de la misma longitud, reportes de la variación de longitudes pueden predisponer la lesión por fractura en el pie, tener el arco longitudinal del pie bien formado³³.

Pie

Se debe considerar un examen sin soporte de peso y con soporte de peso con la finalidad de conocer el rango de movimiento (ROM) de las articulaciones y la fuerza de los músculos. El examen de soporte de peso debe incluir la medición de la posición de reposo y la posición neutral del calcáneo, la posición del ante pie esta ligada a la posición del retropié (talón), la evaluación de la altura del arco hasta los dedos del pie, la evaluación del primer metatarsiano es muy importante para desarrollar la habilidad de sostenerse en las puntas en media punta, el rango de elevación en un adulto es de 65° mientras que en un bailarín debe de alcanzar los 90° para tener una dorsiflexión correcta.

El peroneo lateral largo está continuamente activo hasta que se llega a media punta y es el principal flexor plantar de los maléolos, cuando se corrige la alineación de las articulaciones subastraglinas y mediotarsianas fuera de una posición de pronación del primer metatarsiano y el rango de movimiento debe de mejorar.

Tobillo

La flexión plantar en un adulto es aproximadamente de 50° mientras que en un bailarín debe de ser aproximadamente de 90° para tener una punta del pie apropiada para la ejecución de posiciones y movimientos.

Articulación Mediotarsal .

Esta articulación debería de tener la capacidad de tener una rotación plantar como el tobillo, hay cinco planta flexores secundarios del pie (peroneo longus, peroneo brevis, tibial posterior, flexor digitorum longus, y flexor hallucis longus) todas estas articulaciones participan en fortalecer el pie para tener una mejor punta de pie.

La contracción sólo en los dos plantaflexores primarios (gastrocnemio y sóleo) sin ayuda de los músculos secundarios debido a la debilidad se contraerá y jalará al calcáneo en equino, permitiendo que el astrágalo se deslice hacia abajo y hacia delante creando un “bloqueo“, no permitiendo la articulación mediotarsal a una flexión plantar correcta, esto conduce finalmente al bailarín a forzar al pie al punto distal a la articulación mediotarsiana .

³³ *Clinical Anatomy and Biomechanics of the Ankle in Dance*, Journal of Dance & Medicine
Jeffrey A. Russell, M.S., Islay McEwan M.Sc., Yiannis Loitedakis Ph.D., Matthew

Consideraciones biomecánicas a evaluar en el pie de la bailarina

El movimiento en el tobillo en la danza o cualquier otra actividad, depende de cómo se aplican fuerzas de las palancas del esqueleto. En la mecánica del pie, hay tres tipos de palancas: primera, segunda y tercera clase. Todos los tres tipos se ven sobre el tobillo; la clase depende del movimiento que se está realizando y si o no la extremidad inferior está soportando el peso. El tobillo es un sistema de palanca de segunda clase al realizar relevé. En la segunda clase de palanca, la resistencia (peso corporal) se encuentra entre el punto de apoyo y la fuerza aplicada. Por lo tanto, en relevé el punto de apoyo es la región metatarsofalángica en el suelo, la resistencia es el peso del cuerpo ejercida a través de la articulación talocrural, y la fuerza de acción es ejercida por el tríceps sural inserta en el calcáneo posterior a través del tendón de Aquiles). Si permanece en los dedos de los pies requiere la contracción isométrica de la musculatura mientras se mantiene el centro de gravedad en el área del pie de contacto con el suelo.

La generación de la punta se lleva a cabo en articulación tarsometatarsal, sin embargo las cargas a las que será sometida esta articulación distribuidas en el pie y tobillo requieren de ciertas características en el cuerpo; se recomienda que el ejecutante sea mayor a 12 años de edad, que tenga la suficiente fuerza en los pies y tobillos, tronco y piernas, un rango de movilidad adecuado en la flexión plantar y extremidades inferiores alineadas, haber realizado un entrenamiento pre-profesional previo de mínimo 4 años , si el ejecutante tiene hipermovilidad en el pie y el tobillo se tiene que retrasar el trabajo en puntas y entrenarlo con ejercicios que desarrollen una fuerza superior, para tener un buen control en los pies y tobillos.

Biomecánica de la articulación Tibio-Talar

La articulación del tobillo o, específicamente, la articulación tibio-talar está formada por la articulación entre la tibia distal , peroné distal la tróclea del astrágalo . La tibia y el peroné distal forman una mortaja en la cual encaja el astrágalo , esta forma una bisagra en la articulación sinovial uni - planar. La articulación sinovial se estabiliza lo que produce congruencia ósea entre la tibia y el peroné distal .Lo que hace que la articulación sinovial uni - planar sea más apretada en dorsiflexión y en la parte anterior más ancha, el astrágalo se acopla dentro de la mortaja . lo que explica en parte por qué las lesiones son más probables de ocurrir en la flexión plantar del pie.

El eje de la articulación tibio- astrágalo se ha determinado desde la parte inferior y anterior a la punta del maléolo lateral a sólo inferior a la punta del maléolo medial. Esto permite la dorsiflexión de 10 °-30 ° y la flexión plantar de 20 °- 50 ° la dorsiflexión se produce por la contracción del músculo tibial anterior, el cual es asistido débilmente por el largo del primer metatarsiano digitorum extensor, el extensor largo del primer metatarsiano.

La flexión plantar se produce por la contracción de los gastrocnemio, sóleo, y en menor medida el musculo plantar . Estos músculos tienen un tendón común, el tendón de Aquiles, que se inserta en la tuberosidad del calcáneo.

La longitud del pie desde el talón hasta los metatarsianos es de 21 cm. El centro de rotación de la articulación tibio-talar se encuentra 5 cm por delante y 4 cm por arriba al punto de la acción del tendón de Aquiles (AT) en el calcáneo. El tendón de Aquiles actúa en ángulo de 87 ° con respecto al eje horizontal. La fuerza de reacción de la fuerza en el piso (GRF) es equivalente al peso del cuerpo menos el peso del pie y actúa 4 cm por delante del centro de rotación de la articulación tibio-talar, el centro de masa del pie se encuentra a 6 cm por delante y 2 cm por debajo del centro de rotación de la articulación tibio-talar. La masa del pie (m_{foot}) se toma como 1,5% del total de la masa corporal.

El siguiente análisis estático³⁴ determinará la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles, mientras que una bailarina se sostiene en una sola pierna con el pie apoyado en el suelo, como el centro de gravedad del cuerpo mientras que la bailarina se sostiene de pie enfrente de la articulación tibio-talar, hay un momento que actúa para girar el cuerpo hacia delante alrededor de la articulación tibio-talar. Esto se equilibra por el grupo del músculo flexor plantar, actuando a través del tendón de Aquiles. La fuerza de reacción se denotará con J y sus componentes ortogonales J_x , J_y que actúan en el ángulo β en la horizontal, y las componentes ortogonales denotados por AT_x y AT_y , el momento p situado en el centro de rotación de la articulación tibio talar.(Fig 26)

Para el siguiente estudio se harán las siguientes consideraciones:

1. Tobillo-Pie se consideraran como un cuerpo libre
2. Sólo se considerará el plano sagital
3. Los movimientos considerados se harán a partir de la articulación Tibio-Talar, los centros de rotación serán considerados
4. Se despreciará la fricción en la articulación tibio talar
5. El peso de la bailarina será de 500 N.
6. Gravedad 9.81 m/s
7. Talla del pie 0.21m..
8. El centro de rotación de la articulación tibio-talar se encuentra 5 cm por delante y 4 cm por arriba al punto de la acción del tendón de Aquiles (AT) en el calcáneo
9. El tendón de Aquiles actúa en ángulo de 87° con respecto al eje horizontal
10. La reacción de la fuerza (GRF)
11. Tendón de Aquiles (AT)
12. Componentes ortogonales denotados por AT_x y AT_y
13. La fuerza de reacción se denotará con J
14. Componentes ortogonales a la fuerza de reacción J_x , J_y .

³⁴ *Static Anaylis of the Ankle Joint, Cardiff School of Engineering*
Hiren Magnalal Divecha

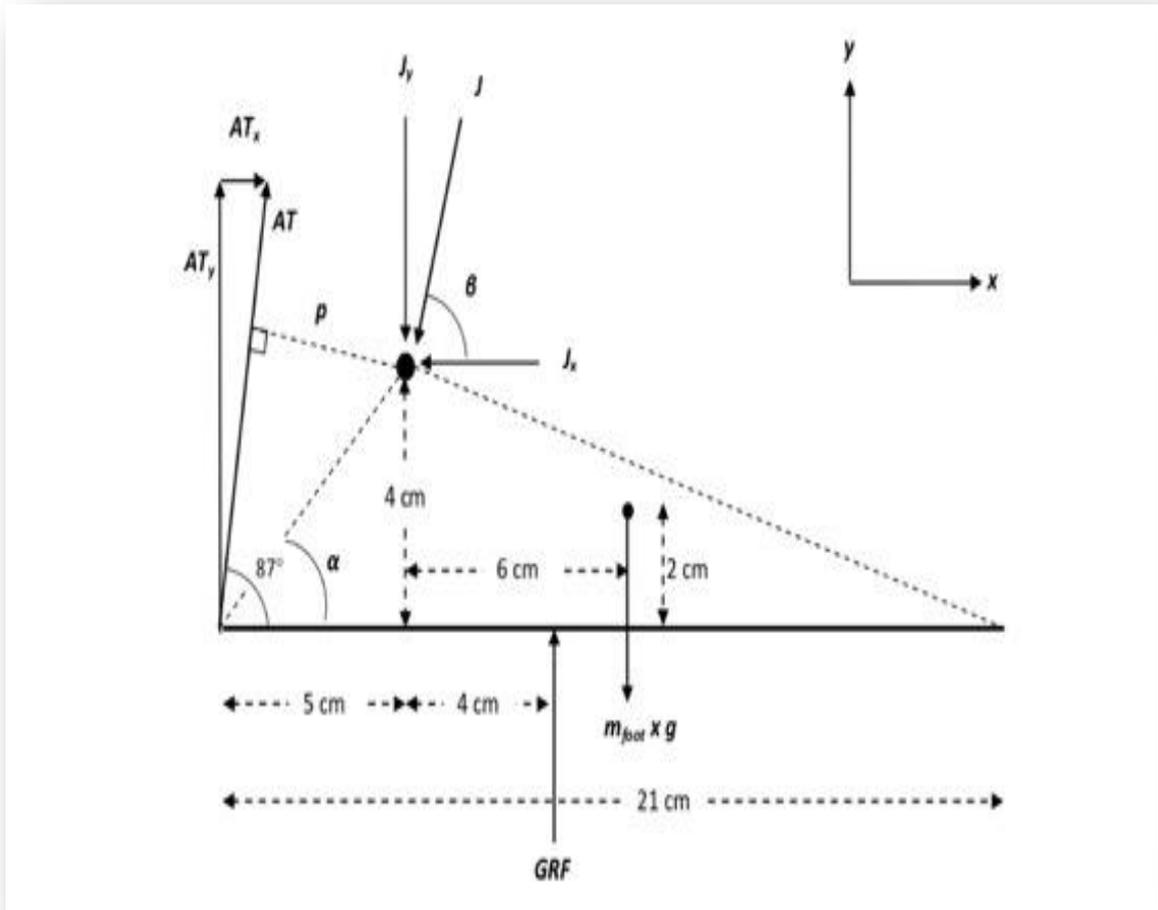


Figura 26
Diagrama de cuerpo libre del pie apoyado completamente

Cálculos.

Se calcula el centro de rotación de la articulación tibio-talar que se encuentra 5 cm por delante y 4 cm por arriba al punto de la acción del tendón de Aquiles (AT) en el calcáneo y se denotará con el ángulo α

$$a = \tan^{-1} \frac{0.04 \text{ m}}{0.05 \text{ m}} = 38.66^\circ$$

Para **P** situado en el centro de rotación de la articulación tibio talar sabemos que :

El tendón de Aquiles actúa en ángulo de 87° con respecto al eje horizontal

$$a = 38.66^\circ$$

El centro de rotación de la articulación tibio-talar se encuentra 5 cm por delante y 4 cm por arriba al punto de la acción del tendón de Aquiles (AT) en el calcáneo.

Sustituyendo

$$r = \sin(87^\circ - a) \left[\left(\sqrt{(0.04 \text{ m})^2 + (0.05 \text{ m})^2} \right) \right] = \sin 48.34^\circ (6.4) = 0.047 \text{ m}$$

De la suma de momentos tenemos que:

$$[GRF(0.04 \text{ m})] - [(AT(r) + (m_{pie})(g)(0.06 \text{ m}))] = 0$$

En donde:

La masa de la bailarina es de 50.96Kg

La masa del pie es igual a 1.05Kg

La gravedad es igual a 9.81 m/s^2

La fuerza de reacción actúa 0.04 m por delante del centro de rotación de la articulación tibio-talar

P es igual a 0.048m

El centro de masa del pie se encuentra a 0.06m por delante 0.02m por debajo del centro de rotación de la articulación tibio-talar.

Haciendo suma de momentos en el punto J:

$$\left\{ \left[(50.96 - 1.05 \text{ kg})(9.81 \text{ ms}^{-2}(0.04)) - (AT)(0.048 \text{ m}) + (1.05 \text{ kg})(9.81 \text{ m}^2(0.06 \text{ m})) \right] \right\} = 0$$

Despejando AT

$$AT = \frac{(27.06 - 0.62) \text{ Nm}}{0.048 \text{ m}} = 550.83 \text{ N}$$

$$AT_x - J_x = 0$$

Haciendo suma de fuerzas en dirección x

$$J_x = AT_x = (AT(\sin 3^\circ)) = 28.83 \text{ N}$$

Haciendo suma de fuerzas en dirección y

$$J_y = GRF + [AT(\cos 3^\circ) - (m_{\text{pie}})(g)] 738.115 \text{ N} - 10.3 \text{ N} = 727.815 \text{ N}$$

Calculando β

$$b = \tan^{-1} \frac{J_y}{J_x} = \tan^{-1} = \frac{727.815 \text{ N}}{28.83 \text{ N}} = 25.2450^\circ$$

De los resultados anteriores encontramos que la fuerza ejercida en el tendón de Aquiles cuando la bailarina se encuentra con el pie totalmente apoyado en el piso es de 551N con una fuerza de reacción de 727.815N (1.8 veces el peso del cuerpo) actuando en un ángulo de 25.2450°

Diagrama de cuerpo libre con el pie en punta ³⁵

Cuando se ejecuta la elevación en la punta del pie, se tiene una palanca de segundo grado en donde la carga está localizada entre el esfuerzo y el pivote, la fuerza de reacción del piso ahora actúa en el pivote, que es la superficie plantar de los metatarsos, tomaremos un grado de inclinación de 45° con respecto a la horizontal, el ángulo en el que actúa el tendón de Aquiles se tomará como constante, se tomarán los mismos valores que se utilizaron anteriormente Figura 27

³⁵ *Static Anaylis of the Ankle Joint, Cardiff School of Engineering*
Hiren Magnalal Divecha

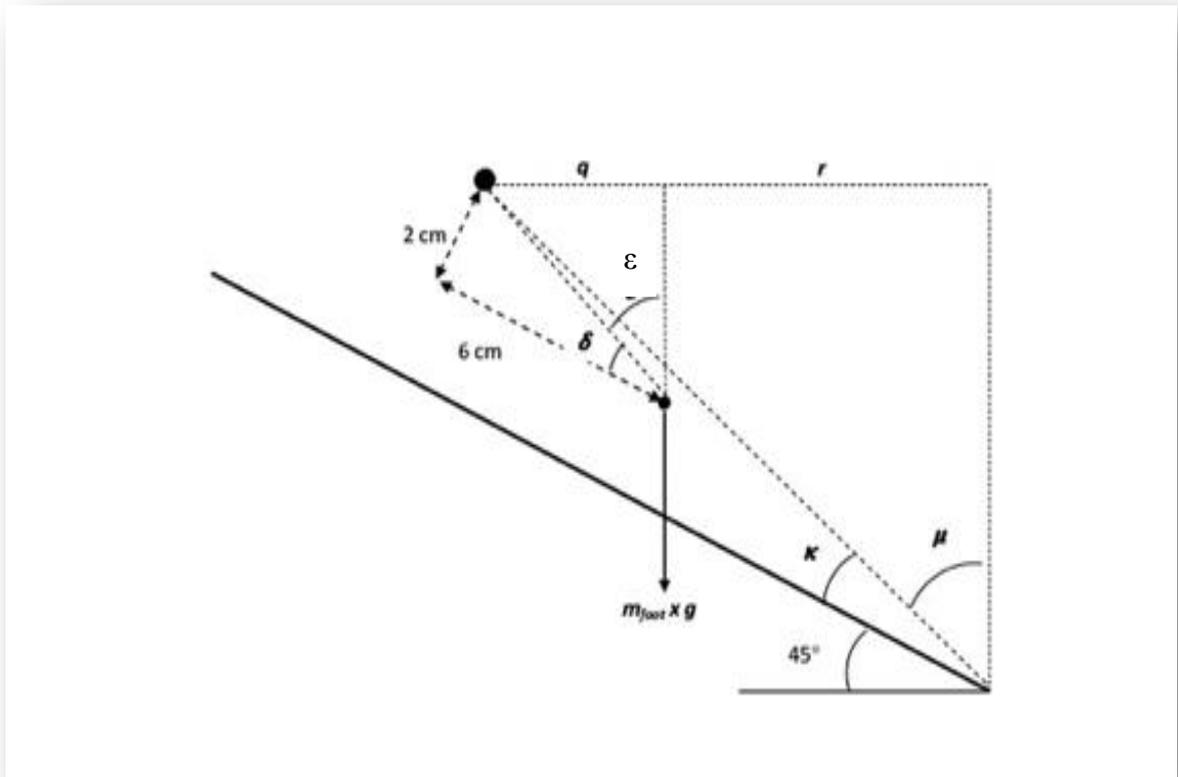


Figura 27
Diagrama de cuerpo libre con el pie en punta

Se calcula el ángulo de desplazamiento que se tiene desde centro de masa del pie el cual se encuentra a 6 cm por delante y 2 cm por debajo del centro de rotación de la articulación tibio-talar.

$$d = \tan^{-1} \frac{0.02 \text{ m}}{0.06 \text{ m}} = 18.43^\circ$$

Se calcula el movimiento de la articulación tibio talar desde su origen hasta los 45° que alcanzan los metatarsianos para el levantamiento en puntas

$$e = 90^\circ - (d + 45^\circ) = 26.57$$

Se representa a q como la distancia de la articulación tibio talar al centro de gravedad del pie

$$q = \sin e \left[\left(\sqrt{(0.02 \text{ m})^2 + (0.06 \text{ m})^2} \right) \right] = 0.02828$$

El ángulo k se obtiene a partir del centro de rotación de la articulación tibio-talar la cual se encuentra 4 cm por arriba al punto de la acción del tendón de Aquiles y se toma comoreferencia del primer metatarsiano al arco del pie, en donde se localizará el soporte para el arco

$$k = \tan^{-1} \frac{4 \text{ cm}}{16 \text{ cm}} = 14.04^\circ$$

El ángulo de desplazamiento desde la vertical hasta el máximo alcance en puntas

$$m = 90^\circ - (k + 45^\circ) = 30.96^\circ$$

Distancia desde el centro de rotación de la articulación tibio-talar

$$r = \sin m \left[\left(\sqrt{4 \text{ cm}^2 + 16 \text{ cm}^2} \right) \right] = 8.5 \text{ cm}$$

Despejando AT

$$AT = \frac{(40.77 - 0.29) \text{ Nm}}{0.048 \text{ m}} = 843.33 \text{ N}$$

Haciendo suma de fuerzas en dirección x

$$J_x = AT_x = (AT(\sin g)) = 843.333 \text{ N}(\sin 48^\circ) = 626.718 \text{ N}$$

Haciendo suma de fuerzas en dirección y

$$J_y = GRF + (AT(\cos g) - (m_{\text{pie}})(g)) = 626.71 \text{ N} + (843.333 \text{ N}(\cos 48^\circ)) - 10.3 = 1180.7 \text{ N}$$

Calculando β

$$b = \tan^{-1} \frac{J_y}{J_x} = \tan^{-1} \frac{1180.7 \text{ N}}{626.718 \text{ N}} = 54.46^\circ$$

De los resultados anteriores encontramos que la fuerza ejercida en el tendón de Aquiles cuando la bailarina se encuentra con el pie en punta es de 843.333N con una fuerza de reacción de 1180N (2.5 veces el peso del cuerpo) actuando en un ángulo de 54.46°

En este capítulo se explicó de manera general la anatomía del pie y tobillo, ya que es necesario estar familiarizado con estos términos en los capítulos posteriores. La comprensión de este capítulo es elemental para el diseño de cualquier zapato, prótesis y en este caso el diseño de la zapatilla de ballet ya que en éste se explican las flexiones y movimientos naturales del pie y tobillo, así como las cargas máximas a las que se encuentran las bailarinas en punta y media punta,

*Lesiones más comunes en los bailarines
de danza clásica.*

Lesiones más comunes en los bailarines de danza clásica.

En el capítulo anterior se explicó la anatomía, biomecánica y las consideraciones a evaluar en el pie de las bailarinas con la finalidad de que su técnica dancística sea la adecuada. En este capítulo se explicarán los factores que contribuyen al desarrollo de lesiones en la danza, además de las exigencias físicas de la técnica.

La mala nutrición, trastornos de la alimentación, el estrés y la ansiedad, las superficies de la pista de baile inadecuadas, y el calzado, son factores importantes que contribuyen a la salud de una bailarina en general y las malformaciones que se desarrollaran en el pie a lo largo de su carrera dancística. Por otra parte, las lesiones son a menudo ignoradas por muchas bailarinas que tienden a "trabajar a través de su dolor".³⁶

Este capítulo se describen cuatro de las diez lesiones más reportadas en los pies por bailarinas profesionales con una trayectoria profesional mayor a diez años y un promedio de diez años más por ejecutar profesionalmente .

Hallux Valgus

Desviación hacia afuera del dedo gordo junto con sus dos sesamoideos, el primer dedo y la articulación que los une, la 1ª articulación metatarso falángica

Se presenta una deformidad ósea, la cual altera la estructura del calzado y con el tiempo éste adopta la posición de la deformidad, dolor, debido a la fricción y presión ocasionada por el calzado y por la pérdida de la alineación del dedo con respecto al resto del pie. La deformidad ósea produce inflamación de las partes blandas y en ocasiones se pueden presentar procesos infecciosos. Además, generalmente se acompañan de otras alteraciones como dedos en martillo, que contribuyen a ocasionar dolor (Fig.28).

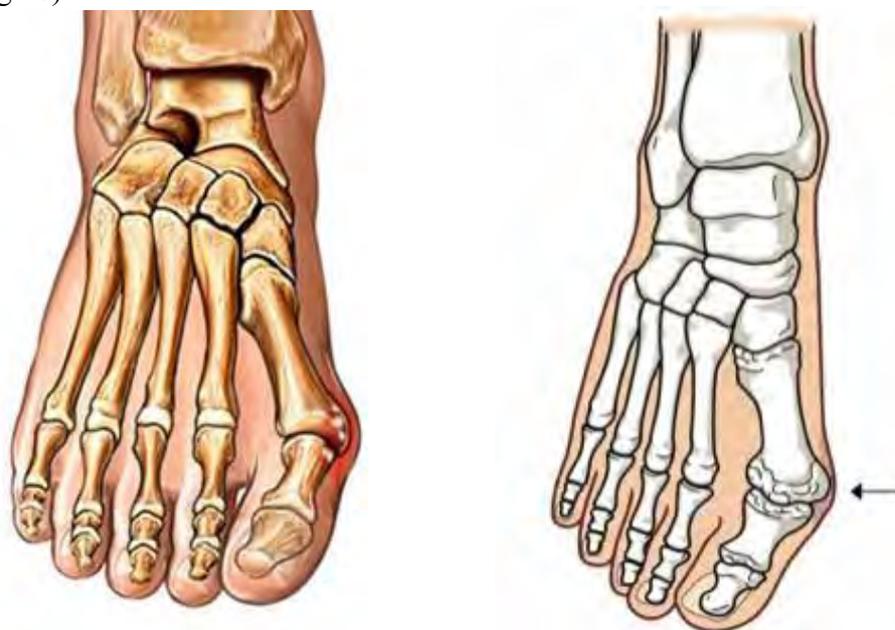


Figura.28
Hallux Valgus

En la bailarina influye el trabajo sobre la punta, por el efecto de la posición y la forma de la zapatilla. Es más frecuente en el pie tipo egipcio (el primer dedo es más largo que el segundo) ya que cuenta con menor base de sustentación en la posición de la punta.

³⁶ *Essential Dance Medicine, Ana Bracilovic, Chapter 1*

Hallux rigidus

Afección que restringe o impide la dorsiflexión la articulación del hallux o dedo gordo del pie. Se caracteriza por una artrosis osteofítica, degenerativa y anquilosante de la primera articulación metatarso-falángica y de otros elementos del dedo gordo del pie. (Fig.29)



Figura 29

La causa más frecuente que da lugar a un hallus rigidus es la presencia congénita de un 1º metatarsiano valgo, aunque también puede aparecer como consecuencia del uso de calzado estrecho, o cuando el bailarín comienza con el trabajo de puntas a una edad muy temprana sin haber desarrollado suficientemente la musculatura de los pies³⁷.

Lisfranc

Las lesiones de Lisfranc ocurren como resultado de fuerzas directas e indirectas en el pie. Una fuerza directa involucra a menudo algo pesado que cae sobre el pie. Una fuerza indirecta involucra comúnmente la torcedura del pie.

Existen tres tipos de lesiones de Lisfranc, las cuales pueden ocurrir juntas:

Esguinces. El ligamento de Lisfranc, así como otros ligamentos en la parte inferior del mesopié, son más fuertes que los ligamentos en la parte superior del mesopié. Por lo tanto, cuando se debilitan a causa de un esguince (un estiramiento del ligamento), los pacientes experimentan una inestabilidad de la articulación en la parte media del pie.

Fracturas. Una rotura en un hueso de la articulación de Lisfranc puede ser una fractura por avulsión (se arranca un pedazo pequeño de hueso) o bien una fractura a través del hueso o los huesos del mesopié.

Dislocaciones. Los huesos de la articulación de Lisfranc pueden ser desplazados con fuerza de su posición normal³⁸(Fig.30).

³⁷ *Essential Dance Medicine, Ana Bracilovic, Chapter 1*

³⁸ *Essential Dance Medicine, Ana Bracilovic, Chapter 1*

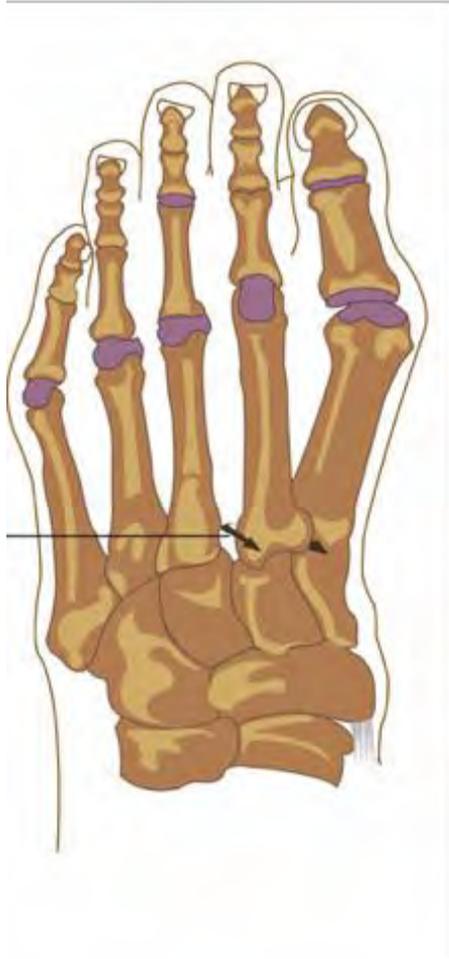


Figura.30

La demanda que el entrenamiento dancístico requiere causa como efecto que la mayor parte de la población dancística tienda a desarrollar la lesión de Lisfranc ya que todas las fuerzas del cuerpo actúan directamente sobre el ligamento de Lisfranc.

Fascitis Plantar

Inflamación de la planta del pie el cual no suele deberse a un traumatismo, sino al desgaste por el trabajo habitual que realiza, es decir, al microtraumatismo repetitivo. Esto repercute directamente en la función mecánica de la fascia plantar, puesto que realizará su función con excesiva tensión y/o tracción, lo que provocará la inflamación y/o contracción -en pie plano y en pie cavo respectivamente-.

Un sobre estiramiento o tracción excesivos, originará, a largo plazo, la tensión en la inserción.³⁹ Fig. 31



Figura.31

En el ballet la razón principal de que las bailarinas sufran de esta lesión es que su calzado no proporciona a los pies el apoyo que necesitan aumentando el riesgo de desarrollar fascitis plantar. Así mismo la distribución del peso está constantemente desequilibrada.

³⁹ *Essential Dance Medicine, Ana Bracilovic, Chapter 1*

CAPITULO IV
Análisis mecánico comparativo del
soporte de la zapatilla de punta

Análisis mecánico comparativo del soporte de la zapatilla de punta

En el capítulo anterior se mencionaron las lesiones más importantes reportadas en el pie de las bailarinas y las razones de su causa. En este capítulo se verá como está conformado el calzado profesional de las bailarinas, las marcas reconocidas en la actualidad así como sus propiedades mecánicas.

Calzado

Las zapatillas de puntas son zapatillas ligeras diseñadas específicamente para la práctica del ballet con refuerzo en la parte anterior de las mismas. Su objetivo es que las bailarinas de ballet se eleven sobre ellas apoyando el peso de todo su cuerpo sobre la punta y proporcionar una apariencia ligera y estilizada de la bailarina durante la representación con el objetivo de dar una apariencia de levitación sobre el suelo y que no haga ruido al caer tras un salto.⁴⁰

La estructura de la zapatilla está seccionada como se indica en la tabla 1 y se muestra en la Fig.32

Número	Nombre	Descripción	Material
1	Plataforma	En punta apoya sobre el suelo (taco o base)	Cartón o papel con pegamento blanco,
2	Bordes	Pliegues o Plumas	Satín
3	Suela Exterior	Apoyo sobre el suelo	Piel sintética
4	Costura lateral	Separa la parte delantera, "la caja", de la trasera, "los cuartos"	Satín
5	Cuartos	Parte trasera formada por los laterales y el talón	Satín
6	Pala	Parte superior de la caja que cubre los dedos	Cartón, cuero o combinación de los dos materiales
7	Pliegues	Parte inferior de la caja en la que el raso se pliega y ajusta bajo la suela exterior	Satín
8	Alas	Zona rígida de la caja en los laterales de la punta	Satín y Algodón
9	Costilla / Shank	Suela interna colocada entre las dos suelas interior y exterior	Piel ,Piel Sintética
10	Caja	Parte delantera y rígida de la punta que cubre los dedos y el metatarso, formada por la plataforma, la pala, los pliegues y las alas	Cartón o papel con pegamento blanco
11	Cordón	Ajusta la "garganta" de la punta	Algodón
12	Ribete del Cordón	Bies cosido alrededor de la "garganta"	Algodón
13	Suela interior	Apoyo el pie á terre, a veces viene acolchada en la punta	Piel Sintética
14	Costura trasera	Divide los cuartos traseros	Satín

Tabla 1
Partes que conforman las zapatillas de Ballet

⁴⁰ *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine Matthew B. Werd · E. Leslie Knight, Pág. 291*

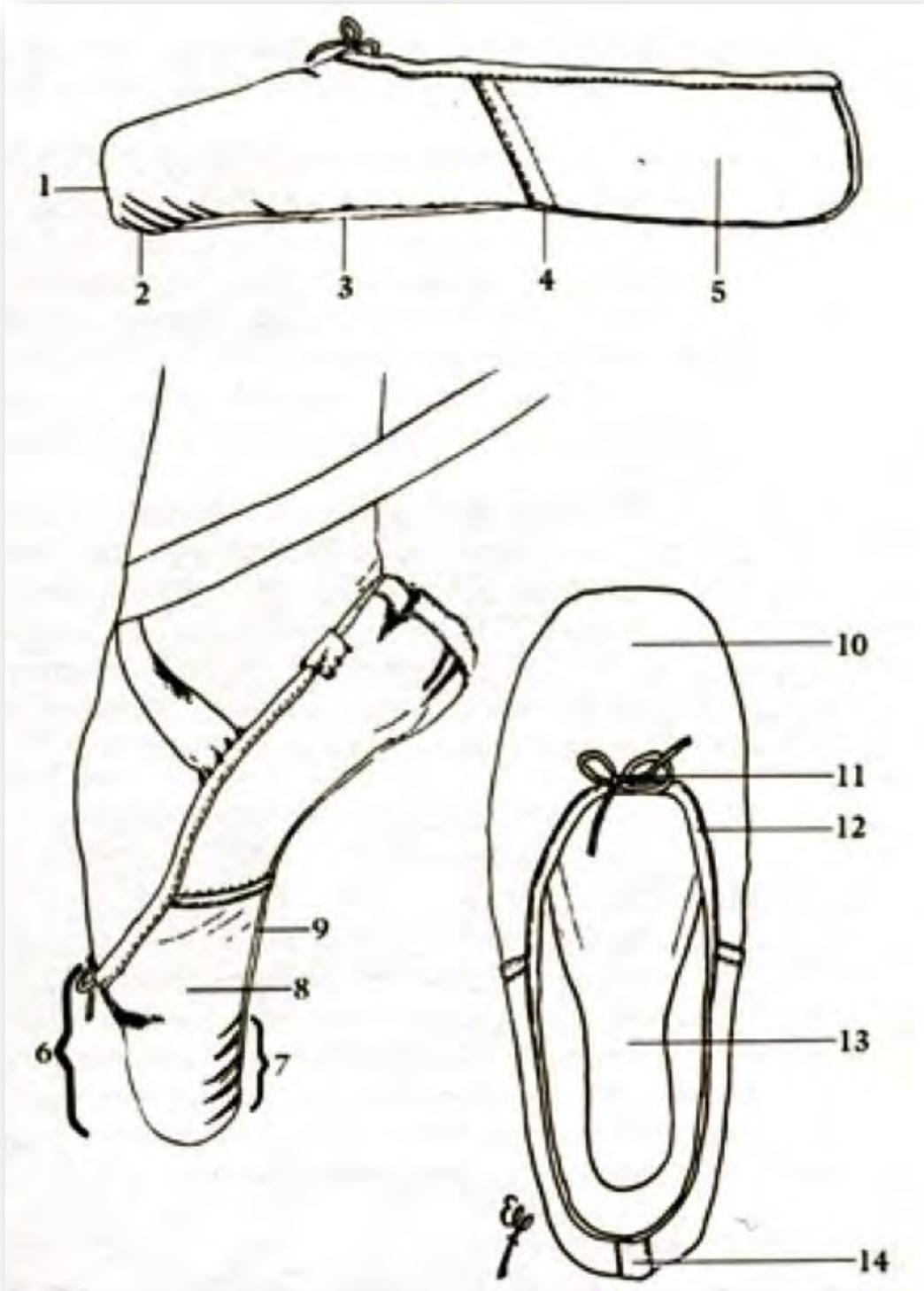


Fig 32
Estructura Calzado



Figura 33

Existen zapatillas con diferente nivel de rigidez en su suela. La elección de una u otra dependerá de la bailarina en función del grado de fortaleza de su pie

Propiedades Mecánicas de Zapatillas en el Mercado

En un estudio realizado en el laboratorio de Biomecánica y ortopedia en Baltimore⁴¹ se estudiaron las características mecánicas en cinco marcas de zapatillas de ballet reconocidas a nivel mundial; Capezio, Freed, Gaynor Minden, Leo's y Grishko, con el propósito de saber cuál tenía mejor resistencia en la plataforma.

En las condiciones estáticas de ensayo cuantifica la rigidez máxima, resistencia a la compresión de la plataforma con respecto a la carga aplicada en condiciones de alineación vertical y axial de la zapatilla.

Análisis Mecánico

La prueba mecánica se realizó bajo dos condiciones, la condición estática y la condición dinámica. Las condiciones estáticas cuantificaron la última fuerza a compresión y rigidez de la caja de la zapatilla con respecto a la carga aplicada en condiciones vertical y axial, las dos pruebas se realizaron a una velocidad de 0.5 mm/seg. Usando un cilindro de acero de 5 cm de diámetro, los resultados mostrados son equivalentes a una bailarina en posición de media punta para la condición vertical y en punta para la condición axial.

⁴¹ *Comparative Mechanical Analysis of the Point Shoe Toe Box*
Bryan W. Cunningham, Andrea f. DiStefano PT, Natasha A. Kirjanov, Syuart E. Levine MD

Resultados Obtenidos

La comparación de rigidez axial indican que Leo es la zapatilla con mayor rigidez y estáticamente diferente al resto. No hay diferencia entre Capezio, Freed, Gaynor, Grishko en la rigidez axial de compresión, las diferencias entre todas las restantes fueron estáticamente significantes. Gráfico 1⁴².

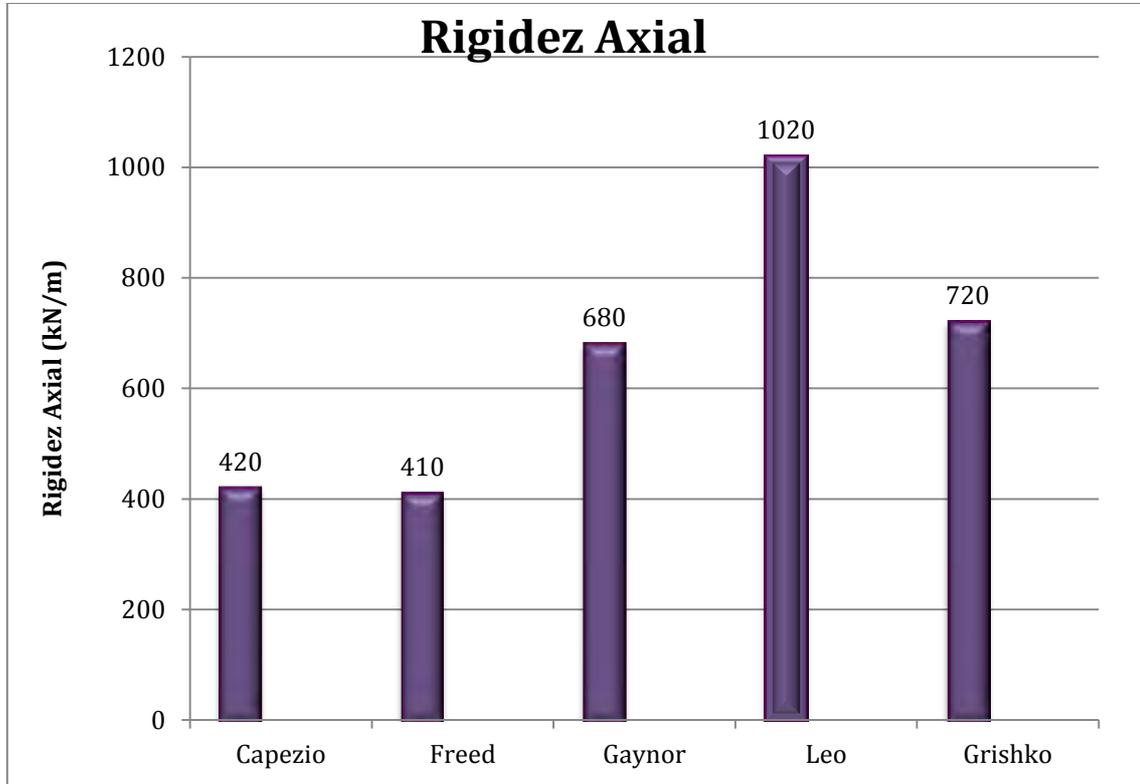


Gráfico 1

Leo es la zapatilla con mayor rigidez axial con 1020(KN/m), esto es equivalente a una mejor estabilidad para una bailarina que se encuentra en puntas

⁴² *Comparative Mechanical Analysis of the Point Shoe Toe Box*
Bryan W. Cunningham, Andrea f. DiStefano PT, Natasha A. Kirjanov, Syuart E. Levine MD

De los niveles de resistencia a compresión axial de los cinco tipos de zapatillas que se compararon Freed demostró significativamente los niveles más bajos de fuerza axial que las otras cuatro zapatillas. Capezio demostró la mayor fuerza axial ⁴³ Gráfico 2.

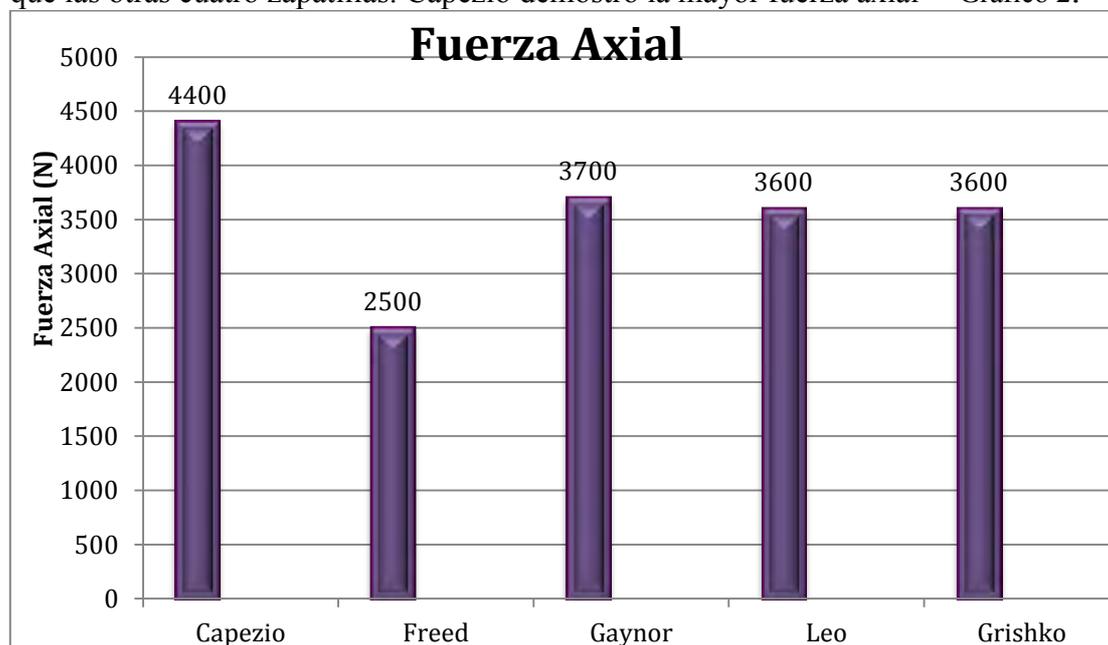


Gráfico 2

Capezio demostró la mayor fuerza axial lo que representa que la zapatilla tendrá una mayor resistencia al peso de la bailarina en posición de puntas.

⁴³ *Comparative Mechanical Analysis of the Point Shoe Toe Box*
Bryan W. Cunningham, Andrea f. DiStefano PT, Natasha A. Kirjanov, Syuart E. Levine MD

Freed demostró los mejores niveles de rigidez vertical a la compresión que las otras cuatro. Leo fue significante mente diferente de Gaynor Minden, pero no significante mente diferente al resto⁴⁴ Gráfico 3.

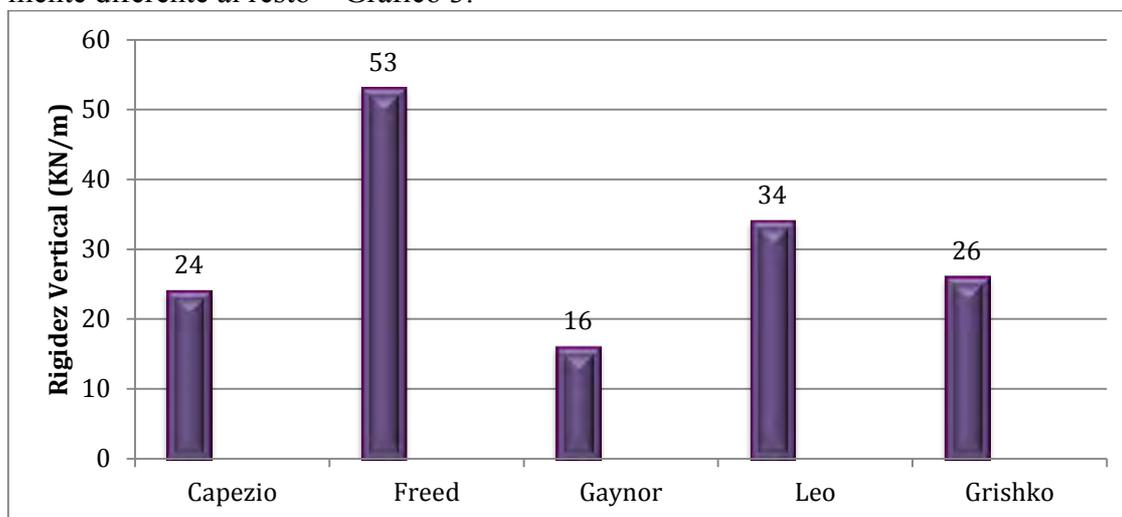


Gráfico 3

Freed es la zapatilla con mayor rigidez vertical esto es equivalente a una mejor estabilidad para una bailarina que se encuentra en posición de media punta

Los niveles verticales de resistencia para las cinco zapatillas demostraron tendencias opuestas a las de los niveles de rigidez. Gaynor Minden y Freed demostraron la mayor fuerza vertical y fueron significativamente diferentes de Capezio, Leo y Grishko. Gráfico 4

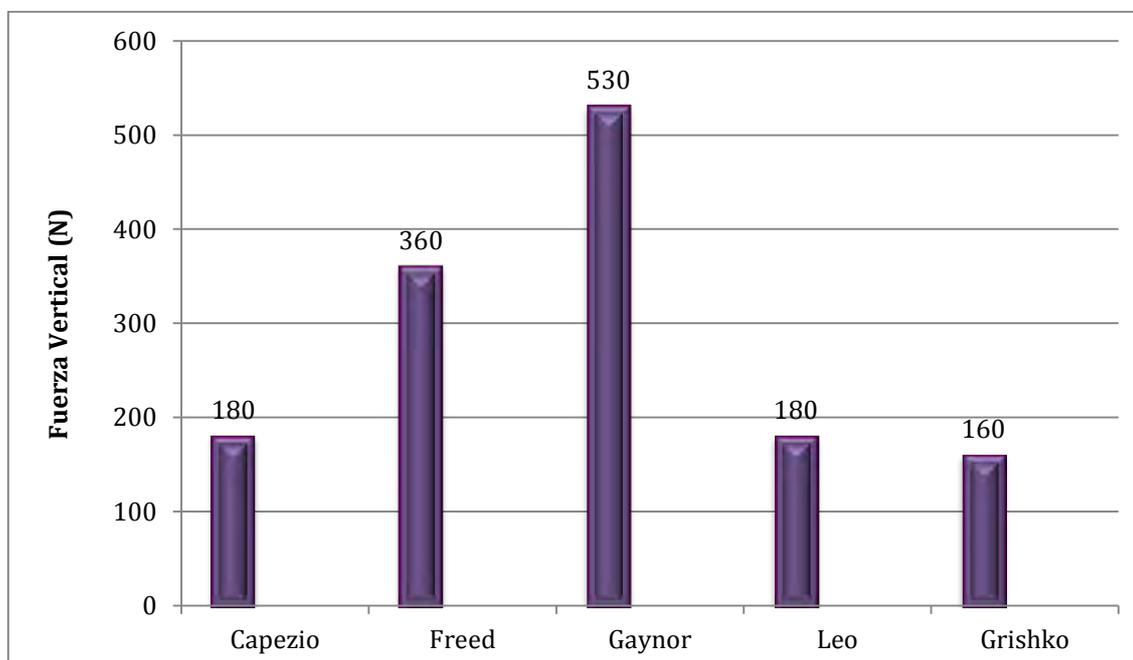


Gráfico 4

⁴⁴ *Comparative Mechanical Analysis of the Point Shoe Toe Box*
 Bryan W. Cunningham, Andrea f. DiStefano PT, Natasha A. Kirjanov, Syuart E. Levine MD

Gaynor demostró la mayor fuerza vertical lo que representa que la zapatilla tendrá una mayor resistencia al peso de la bailarina posición de media punta ,pero con mayor estabilidad La resistencia a la fatiga aplicando una carga de 2-KN demostró diferencias significativas entre Gaynor y las otras cuatro zapatillas⁴⁵.Gráfico 5

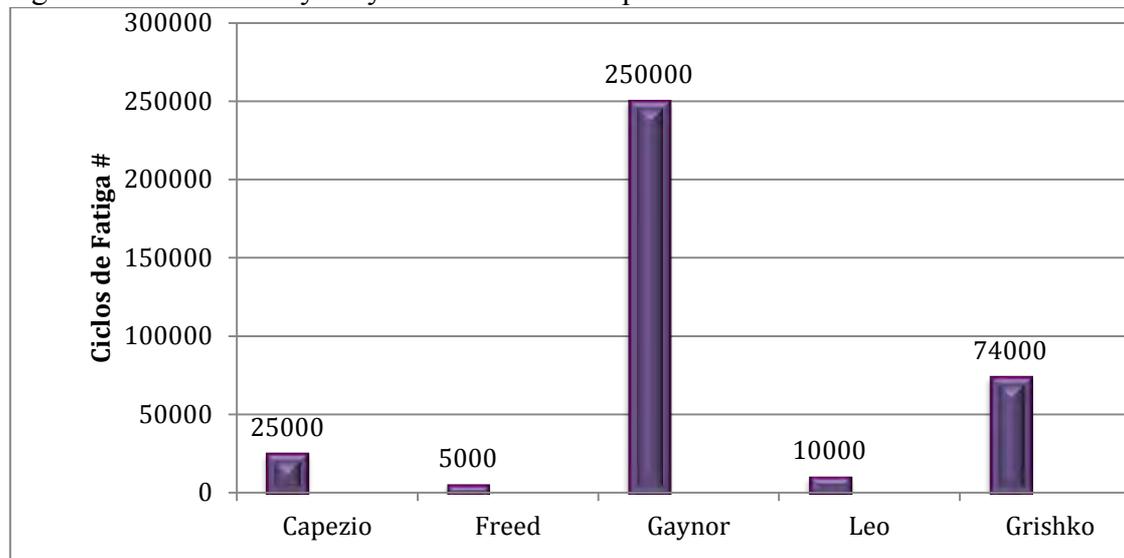


Gráfico 5

La zapatilla Gaynor demostró tener una mayor resistencia a la fatiga con un número de 250000 ciclos, La zapatilla Freed demostró tener un menor resistencia con 5000 ciclos de fatiga

Coeficiente de fricción en la plataforma de la zapatilla y el piso.

Es muy importante calcular los esfuerzos que se aplicarán en la plataforma y el piso, ya que es esta área en donde se realizará la mayor parte de la ejecución.

Los coeficientes de fricción son los siguientes:

Coeficientes de fricción en los dos tipos de piso más usuales para la práctica del ballet .Tabla 2

Coeficiente de Fricción Cinética		
Plataforma	Madera	Linolium
Satín	.292	.428
Coeficiente de Fricción Estática		
Plataforma	Madera	Linolium
Satín	.31	.45

Tabla 2

En la siguiente imagen (Fig. 34) se muestra el diagrama de cuerpo libre de las fuerzas en la plataforma que actúan en el piso. Todas las fuerzas actúan con respecto al centro de masa en este caso es la intersección de las cuatro flechas. La fuerza de gravedad FG es igual a la masa de la bailarina multiplicada por la constante gravitatoria. De la tercera ley de Newton en dirección vertical FN, es igual a la fuerza de gravedad más la

⁴⁵ *Comparative Mechanical Analysis of the Point Shoe Toe Box*
 Bryan W. Cunningham, Andrea f. DiStefano PT, Natasha A. Kirjanov, Syuart E. Levine MD

fuerza aplicada, la fricción estática se tomarán como referencia para el diseño de la zapatilla de ballet⁴⁶.

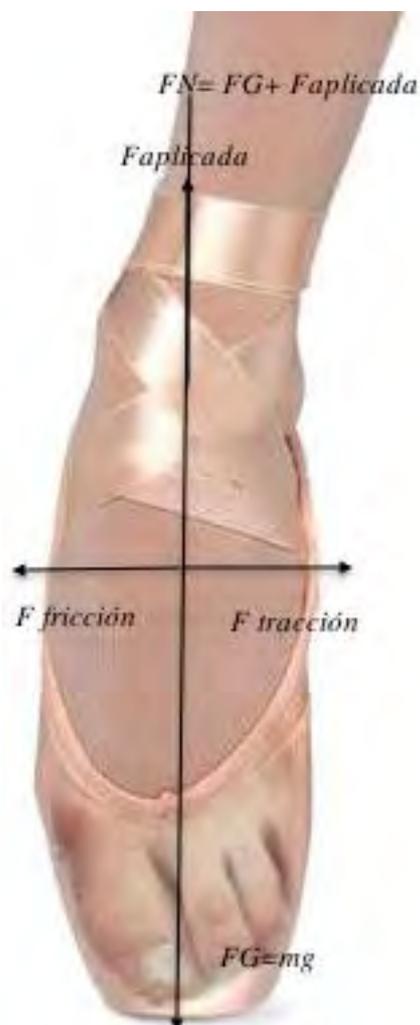


Figura 34

Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas en la plataforma que actúan en el piso

En este capítulo se revisaron las características mecánicas de algunas de las principales marcas de las zapatillas de punta. La pala de la zapatilla, desempeña un papel importante en la protección de los dedos de los pies parte que se ve más afectada tanto por lesiones y deformaciones. La superficie plantar del pie permite inherentemente una mayor distribución de la presión encontrada, en consecuencia, una mayor flexibilidad en la zapatilla. Por otro lado se analizó el comportamiento de la zapatilla en las dos plataformas más comunes madera y linóleo con la finalidad de obtener los resultados en los cuales se tiene un mejor comportamiento al momento de la ejecución dancística. Las zapatillas se evaluaron tanto en condiciones estáticas y dinámicas. Leo es la zapatilla con mayor rigidez axial con 1020(KN/m), esto es equivalente a una mejor estabilidad para una bailarina que se encuentra en puntas

⁴⁶ *The Coefficient of Friction of the Pointe Shoe and Implications for Current manufacturing Processes,*
Glenna Clifton.

Capezio demostró la mayor fuerza axial 4400(N) lo que representa que la zapatilla tendrá una mayor resistencia al peso de la bailarina en posición de puntas.

Freed es la zapatilla con mayor rigidez vertical 53(KN/m) esto es equivalente a una mejor estabilidad para una bailarina que se encuentra en posición de media punta.

Gaynor demostró la mayor fuerza vertical 530 (N) lo que representa que la zapatilla tendrá una mayor resistencia al peso de la bailarina posición de media punta, pero con mayor estabilidad así mismo demostró tener un mayor ciclo de fatiga 250000 lo que le da una mayor vida útil.

CAPITULO V
Diseño mecánico propuesto

Material y Método

Con base en la información obtenida en el capítulo III, las lesiones más significativas descritas en el apartado de las lesiones más comunes en las bailarinas de danza clásica, y los resultados de las pruebas realizadas a las diferentes zapatillas en el capítulo IV, se propondrá el diseño de una zapatilla de ballet con la finalidad de reducir las lesiones que tan estricto arte demanda, se realizó una encuesta a 50 bailarinas profesionales de diferentes instituciones de la ciudad de México, en donde se evalúan las características y necesidades que debe de tener una zapatilla para que cubra con las necesidades de las bailarinas de ballet, de acuerdo a su experiencia, los requisitos son:

- Materiales más resistentes y suaves, como se menciona anteriormente una bailarina profesional ocupa 72 pares de zapatillas en promedio al año, lo cual requiere de una gran inversión económica.
- Diseño ergonómico, el diseño actual de las zapatillas de ballet carece de una geometría similar a la geometría del pie; por el contrario en este diseño no se puede identificar el lado del pie al que pertenece la zapatilla, por esta razón el diseño de la zapatilla que se propone en este estudio tiene incluida una plantilla para cada pie, lo cual permite diferenciar entre el lado izquierdo y lado derecho, así también se propone darle un espesor a esta plantilla con el propósito de absorber la energía al choque al momento de la ejecución
- Calidad de movimiento, es muy importante que este diseño, no se interponga con los movimientos de la bailarina y su técnica, esto quiere decir que no tenga exceso de material o diseñar una zapatilla muy pesada y poco funcional, para el entrenamiento y la ejecución, como se menciona anteriormente el propósito de la zapatilla de punta, es dar al espectador la apariencia de que la bailarina esta flotando mientras baila con movimientos armónicos y estéticos

Eliminar uso de brea, las bailarinas utilizan la brea en las zapatillas para reducir la fricción que hay entre la zapatilla y el piso o la duela, con la finalidad de evitar las caídas, sin embargo también el excesivo uso de estas pueden hacer más difícil su movimiento, en el capítulo IV se define el coeficiente de fricción estático para una zapatilla de satín en una plataforma de madera de 0.31 y de 0.45 para una zapatilla de satín en una plataforma de linolium estos datos se tomarán como referencia para el análisis FEM.

Un problema particular de este calzado es que recién se compra tiene que desarmarse para que la bailarina lo amolde a su pie, este problema se pretende eliminar al dar un diseño ergonómico y proponer materiales más adecuados los cuales se encuentran dentro del calzado deportivo

Mayor amplitud a lo ancho de los dedos, para este caso se propone no solo la amplitud en el arco transversal del pie, así mismo se propone que los metatarsianos 2,3,4,5 se depositen en caja incluida en la plantilla con el propósito de dar confort, mayor estabilidad y la misma altura que alcanza el 1° metatarsiano en punta.

Con base en la investigación realizada en este trabajo se propone el diseño de una zapatilla de punta para el ballet con características, ergonómicas, tales como una diferencia entre el pie izquierdo y el pie derecho, un soporte para los arcos de los pies y una medida adecuada de la zapatilla para que sea calzada sin dificultad, el diseño biomecánico consiste en identificar las fuerzas y presiones que se ejercen en el pie de la bailarina con el objetivo de liberar las presiones y distribuir las fuerzas en el pie, durante la practica del ballet. El pie realiza una gran variedad de movimientos y soporta elevadas cargas mecánicas debido a la demanda de movimientos, estas cargas se transmiten al suelo a través del cazado lo que genera una interacción entre la superficie y el calzado. Con la finalidad de cumplir este objetivo el calzado debe de tener una serie de características mecánicas y el material con el que se diseñará, la flexibilidad de el calzado, el peso adecuado y la tracción durante la ejecución todas estas características se deben de tomar en cuenta para el diseño ya que son parte de las necesidades de las bailarinas de Ballet al momento de la ejecución y con estas consideraciones se pretende reducir las lesiones y mejorar su calidad de vida profesional

Para este diseño se propondrán dos materiales, la ergonomía de esta zapatilla tiene como objetivo liberar las presiones en el pie, las zapatillas se diferenciarán entre lado pie izquierdo y pie derecho, con el principal objetivo de reducir las deformaciones en el pie, así mismo se piensa que el material propuesto tendrá una vida útil más larga que la que se tiene actualmente con las zapatillas en el mercado

Material propuesto

El material propuesto para la plantilla es el Etilenvinilacetato (EVA) es el copolímero de etileno y acetato de vinilo. El porcentaje en peso de acetato de vinilo por lo general varía de 10 a 40%, siendo el resto etileno es polímero que se aproxima a los materiales elastoméricos en la suavidad y flexibilidad, con las siguientes propiedades mecánicas.

Tabla 3

Propiedad	Valor
<u>Elongación a la ruptura</u>	200 - 990 %
<u>Flexibilidad</u>	0.007 - 0.1 GPa
<u>Dureza de Rockwell M</u>	1
<u>Hardness Shore D</u>	15 - 45
<u>Rigidez</u>	0.007 - 0.1 GPa
<u>Fuerza a la ruptura</u>	7 - 30 MPa
<u>Fuerza a la tension</u>	7 - 40 MPa
<u>Dureza</u>	999 J/m
<u>Módulo de Young</u>	0.1 - 0.2 GPa
<u>Coefficiente de Poisson</u>	.49
<u>Densidad</u>	0.92 - 0.94 g/cm ³

Tabla 3
Propiedades Etilvinilacetato

La fabricación de la plantilla con EVA permite su conformado considerando un diseño ergonómico con lo cual se puede reducir el dolor y la presión en los pies de las bailarinas que pasan muchas horas entrenando.

EVA es una espuma de baja densidad única que ofrece la absorción de choque superior, ya que tiene un revestimiento superior, también por sus propiedades mecánicas deja transpirar al pie y absorbe la humedad, reduce significativamente el estrés de impacto en el talón y la parte delantera del pie que puede ser diseñada ergonómicamente para proporcionar el máximo apoyo tiene especialmente moldeada un soporte para el arco acolchonado, el material tiene memoria que restablece su propiedad elástica.

Las zapatillas conformadas con EVA, hoy en día, son muy populares debido a sus propiedades tales como peso ligero, facilidad para moldear, y un costo más barato en comparación con el caucho natural. Su uso es muy frecuente en el ámbito de la ortopedia, utilizado para el forrado de plantillas e interiores de diferentes prótesis y ortesis que ayudan a los atletas de alto rendimiento, este material se puede encontrar en diferentes calzados de marcas deportivas reconocidas a nivel mundial, por la calidad del producto que ofrecen.(Fig. 35)



Figura 35 ADIDAS LITESTRIKE Lady Duramo 4 Running Shoes

Suela altamente acolchada de EVA diseñado para el largo plazo, una amortiguación ligera y le da ese toque adicional de confort, así como el mantenimiento de un buen ajuste

Para el diseño de la pala y caja se propuso el Material D3O formalmente "D3o" es un fluido no newtoniano dilatante comúnmente usado para la protección contra impactos. Se ha clasificado en tejidos inteligentes y textiles inteligentes por el Research and Markets, se crea para liderar la innovación de tejidos inteligentes en protección contra impactos. D3o llegó a ser ampliamente utilizado en la protección de impacto debido a sus propiedades. En su estado crudo que fluye libremente cuando se mueve lentamente, pero por choque, el material absorbe y dispersa la energía, antes del instante de volver a su estado flexible. Esta característica proporciona la protección, así como la flexibilidad del material. La energía se distribuye por todo el polímero elastomérico sintético y la química mejorada continúa con la distribución de energía en toda la matriz, lo que reduce el efecto de impacto⁴⁷.(Tabla 4)

⁴⁷ "Shock factor - d3o | Latest Features". *physics.org*. 2009-05-27. Retrieved 2012-09-07.

Propiedad	Valor
<u>Elongación a la ruptura</u>	210%
<u>Flexibilidad</u>	.007-.3GP
<u>Dureza</u>	73-79
<u>Rigidez</u>	007-.3GP
<u>Fuerza a la ruptura</u>	1.7 MPa
<u>Fuerza a la tension</u>	7 - 40 MPa
<u>Dureza</u>	999 J/m
<u>Módulo de Young</u>	0.01 - 0.02 GPa
<u>Coefficiente de Poisson</u>	.33
<u>Densidad</u>	300 – 330 Kg/m ²

Tabla 4
Propiedades D30

Diseño ergonómico propuesto

Hay dos pasos en el proceso para ayudar a una bailarina de ballet desde una perspectiva biomecánica. El primero es el posicionamiento del pie dentro de la zapatilla usando principios biomecánicos podológicas estándar. El segundo es el balance cuando esta en posición de punta.

Primer Proceso : Posicionamiento del pie dentro de la zapatilla

Un estudio biomecánico general del pie el que consiste en una evaluación goniométrica del tobillo lo que significa medir los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones y la exploración baropodométrica la cual permite conocer la distribución de presiones en la huella plantar puede ayudar cuando se trata de la primera etapa del control biomecánico. Se posiciona el pie apropiadamente dentro de la zapatilla. y se realiza un cuestionario en cuanto a la comodidad dentro de esta, dicho procedimiento que se haría para cualquier población atlética, y una decisión sobre las ortesis de pie se pueden hacer usando técnicas biomecánicas. Estas técnicas de antepié y retropié con el control de la pierna le ayudarán a compensar defectos biomecánicos, y ayudarán a estabilizar las articulaciones subastragalina y mediotarsiana, mientras mantienen la alineación estructural de la extremidad inferior de la articulación mediotarsiana a la cadera, proporcionando una palanca para la propulsión. Esta ortesis a continuación, puede ser mejorada mediante el uso de una comprensión de la mecánica del ballet general y la aplicación de las nuevas técnicas de control de ortesis de pie

La mayor parte del tiempo una bailarina sólo está en apoyo de un sólo miembro inferior en las primeras etapas de la propulsión, el pie es secuestrado y la cadera en rotación externa se mueven en direcciones opuestas en este momento tratando de mantener el equilibrio. Como tal, el centro de gravedad es mucho más medial con respecto a la extremidad de soporte de peso, y los fallos biomecánicos incluso sutiles , causan la pronación excesiva del pie, esto hará que una bailarina pase demasiado tiempo en el borde medial de la zapatilla. La energía y la eficiencia son creadas al alojarse en el borde exterior el mayor tiempo posible por lo tanto, el control máximo de un soporte para el arco del pie puede ayudar enormemente a una bailarina con esta tarea.

Todas las estructuras que integran el pie, consiguen un equilibrio de fuerzas, que es fundamental para que funcione armónicamente. Cuando una bailarina se levanta en punta el equilibrio del pie se altera, apareciendo deformidades que es importante conocer a fin de intentar evitarlas o bien corregirlas. Fig. 36



Figura 36

Forma que tomó el pie dentro de la zapatilla

Esta pérdida de este equilibrio afectan a uno o varios dedos, se pierde el efecto o capacidad de superficie de apoyo que estos aportan durante la marcha, y que ejercen especialmente durante la fase de despegue del talón, para conseguir el impulso hacia delante en esta situación, las cabezas de los metatarsianos correspondientes tienen que mantener la carga que anteriormente era soportada por los dedos, apareciendo callosidades y en ocasiones, úlceras.

De la sección biomecánica de la articulación tibio-talar, el diagrama de cuerpo libre para el pie en posición apoyada en el piso (Fig.26) se sabe que:

La fuerza ejercida en el tendón de Aquiles cuando la bailarina se encuentra con el pie totalmente apoyado en el piso es de 551N con una fuerza de reacción de 727.815N (1.8 veces el peso del cuerpo) actuando en un ángulo de 25.2450°,

Por esta razón la zapatilla está conformada por una plantilla con dos secciones para los metatarsianos de los pies una sección es para el primer metatarsiano, al cual se le dará un espacio de 1.5 (cm) a lo ancho de la plantilla, la segunda sección se conformará de un soporte para los dedos del segundo al quinto en el cual se depositarán los dedos con la finalidad de tener una mayor distribución de fuerzas a lo ancho del soporte y una mayor protección a los dedos con la finalidad de prevenir lesiones o deformaciones, (Fig. 37)

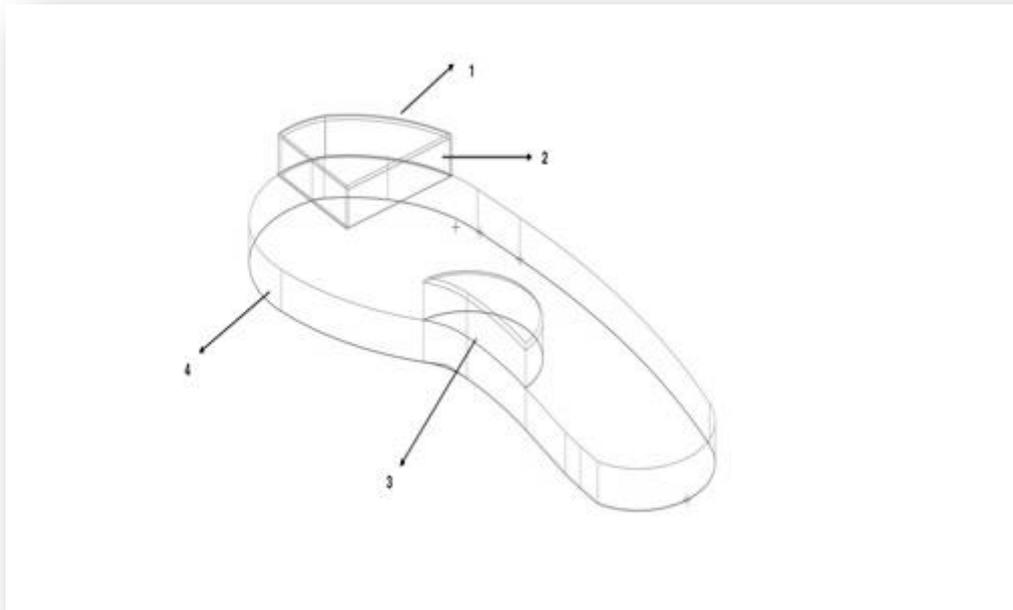


Figura 37

1)Soporte para los dedos, 2)Espacio para depositar los dedos, 3)Soporte para el arco del pie, 4)Plantilla con espesor

Segundo Proceso: Balance en punta

De los resultados obtenidos en la sección biomecánica de la articulación tibio-talar se sabe que la fuerza ejercida en el tendón de Aquiles cuando la bailarina se encuentra con el pie en punta (Fig 27) es de 843.333N con una fuerza de reacción de 1180N (2.5 veces el peso del cuerpo) actuando en un ángulo de 54.46°, La tibia y el peroné distal forman una mortaja en la cual encaja el astrágalo , esta forma una bisagra en la articulación sinovial uni - planar. La articulación sinovial se estabiliza lo que produce congruencia ósea entre la tibia y el peroné distal. Lo que hace que el espacio entre la articulación sinovial uni - planar sea más reducida en dorsiflexión y en la parte anterior más ancha, el astrágalo se acopla dentro de la mortaja. Lo que explica en parte por qué las lesiones son más probables de ocurrir en la flexión plantar del pie, estas fuerzas y ángulos son los que se tomarán como referencia para el análisis FEM, esperando que al aplicar estas fuerzas a los materiales propuestos para el diseño de la zapatilla propuesta, se tenga una rigidez axial significativamente mayor a las zapatillas que se encuentran el mercado, y con ayuda del diseño ergonómico se liberen presiones en las falanges y metatarsianos con el propósito de reducir lesiones por fatiga.

Aplicación de carga a la plantilla propuesta

Con los resultados obtenidos en nuestro diagrama de cuerpo libre sabemos que la fuerza ejercida en una bailarina de 50.48kg en el tendón de Aquiles es de 843.333 N esta fuerza se le aplicará a la plantilla, la fuerza se distribuirá en el área de los metatarsianos en un 70% equivalente a 590.3331N y el arco del pie en un 30 % equivalente a 252.9999 N. De la simulación FEM se observa que en la zona del metatarsiano posterior y el arco el desplazamiento nodal alcanza hasta los 24.85 mm. mientras que en la zona del tendón de Aquiles es de 99.41 mm.

Esto representa que se pueden reducir las lesiones en el área de los metatarsianos , al dar una mayor área, pero en la zona del tendón de Aquiles los esfuerzos se concentran, lo que puede aumentar las posibilidades de que la bailarina desarrolle fascitis plantar repercutiendo directamente en la función mecánica de la fascia plantar, puesto que

realizará su función con excesiva tensión y/o tracción, lo que provocará la inflamación hasta producir la lesión.

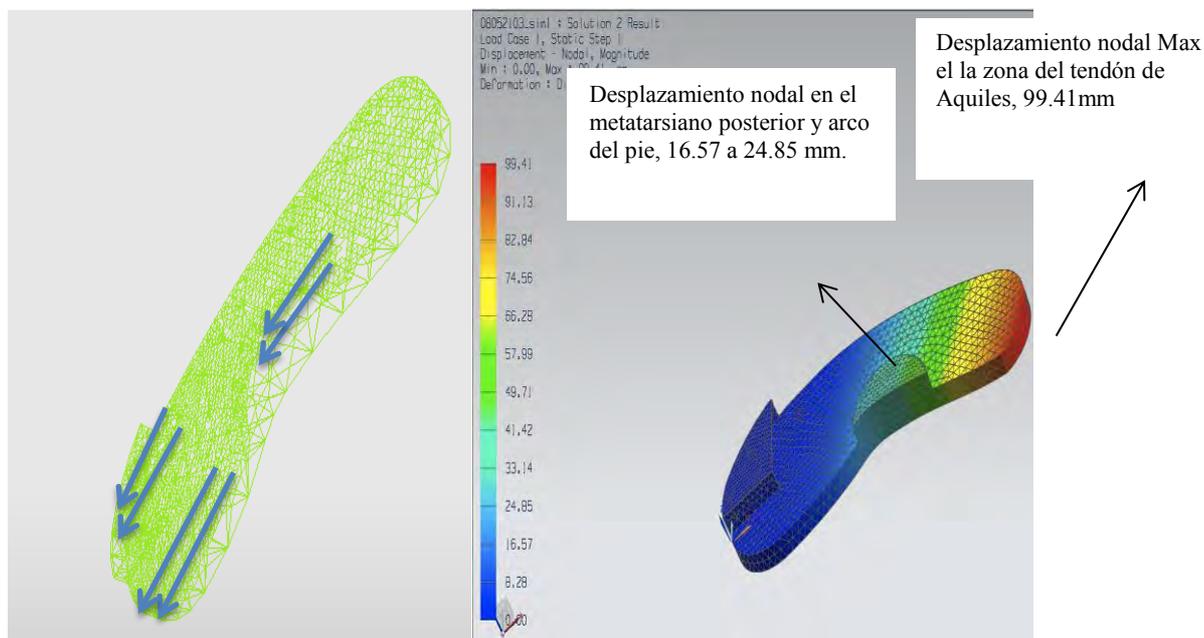


Figura 38.

Carga axial aplicada simulando el peso de la bailarina y la fuerza ejercida en el telón de Aquiles equivalente a 843.333 N mientras se eleva hacia la posición en punta

Diseño de la Pala

Simplemente caminar en zapatillas de punta duplica los picos de presión que actúan sobre el pie en comparación con los pies descalzos el aumento en la posición relevé desde una posición de pie plano es similar a aumentar al doble el peso corporal de la bailarina en las puntas, que están en una posición relativamente neutral con respecto al eje longitudinal en la zona de los dedos, mientras que en punta la mayoría del peso es soportado por el primer metatarsiano, independientemente de la longitud de la segunda la zapatillas de punta debe absorber parte del impacto de los saltos, pero la carga debe ser distribuida a través del pie y tobillo. Este aumento de la fuerza es un factor de riesgo para el desarrollo de las lesiones, y las deformaciones. Por esta razón en este estudio se propone un nuevo diseño de la pala, con el objetivo de que las fuerzas aplicadas y las de reacción se distribuyan uniformemente en la zapatilla y no como una carga puntual en el primer metatarsiano.

El diseño propuesto para la pala consiste de dos partes: 1) Para la parte inferior de la pala se propone una geometría de media esfera que sustituirá la geometría elíptica utilizada actualmente, con el propósito de que la bailarina tenga un mejor giro, a esta geometría la llamaremos puntera, la cual se propone fabricar con el material D3O, con medidas de 60 mm de diametro y 25 mm de largo lo que permitirá una mejor superficie de contacto del pie en punta 2) Para la parte superior de la pala se propone un soporte con la geometría parecida al arco de los metatarsos anteriores, en el cual las bailarinas pueden recargar los metatarsianos en posición de punta, y dar un mejor soporte en esta posición evitando que todo el peso de la bailarina se puntualice en el primer metatarsiano para este soporte se propone el material EVA con medidas de 70 mm de ancho y 60 mm de largo las cuales son una medida promedio del pie de las bailarinas Mexicanas, estas medidas ayudan a un mejor diseño ergonómico de nuestra

zapatilla con el propósito de proteger a tendones flexores, metatarsiano posterior, metatarsiano anterior, el seno del tarso (ST), el hueso navicular (N) y el cuboides (Cu), el ligamento peroneoastragalino anterior durante la flexión plantar en la flexión plantar extrema, el ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) P, peroné; A, astrágalo, partes del pie que se ven afectadas cuando la bailarina se encuentra en punta y que a lo largo de los años propician el desarrollo de las deformaciones tal como Hallux Valgus y Lisfrac. Fig 40

Aplicación de carga a la pala propuesta

Las mismas consideraciones se toman para el análisis en la pala, se aplica una carga axial de 843.333 N a la base en la que se apoyarán los dedos de ésta manera se simula el peso de la bailarina en punta, Fig 39. Como se puede observar en la figura 40 el desplazamiento nodal es mayor en el área en la que las falanges se apoyarán, y se reduce el desplazamiento nodal en donde se apoya la punta de los dedos

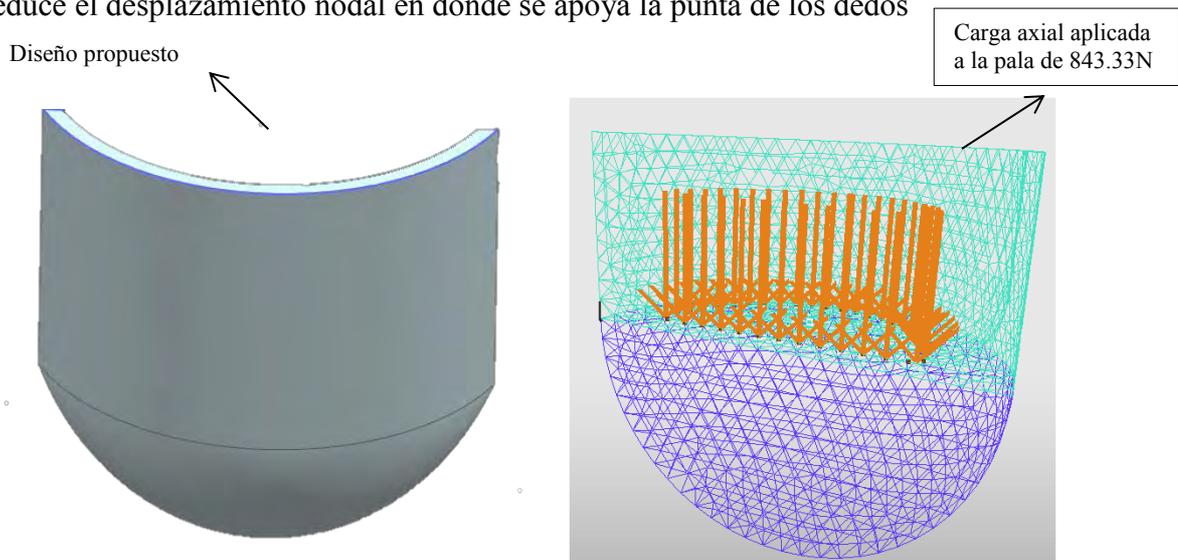


Figura.39

Diseño propuesto de la Pala

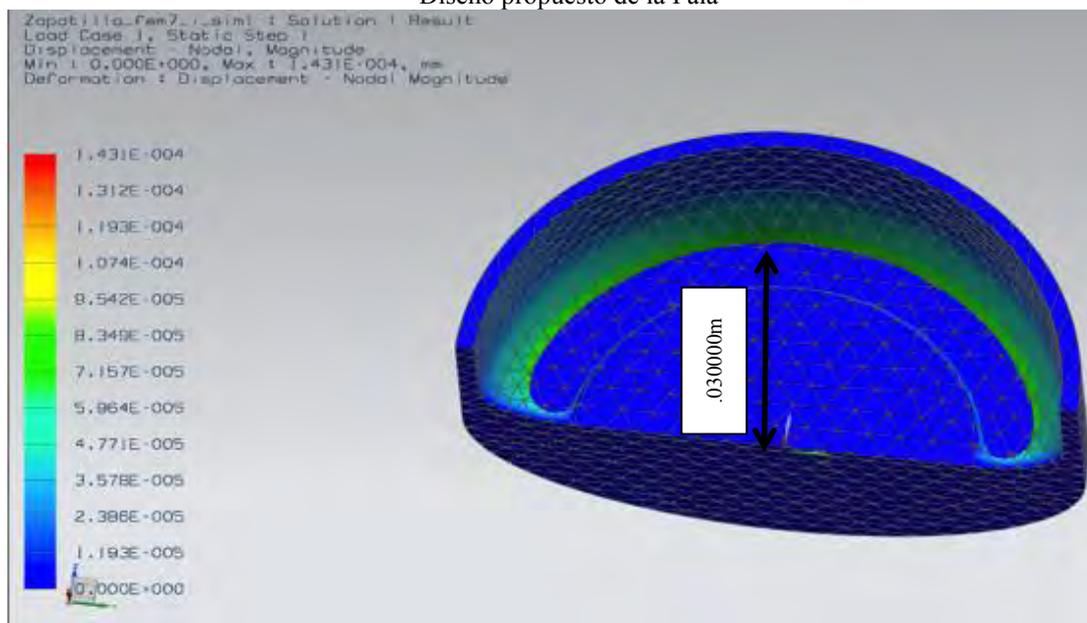


Figura 40

El desplazamiento nodal es mayor en el área de las falanges ,mientras que el desplazamiento nodal es menor en la punta de los deos.

Resultados obtenidos

Distribución de fuerzas en la pala esférica.

Para el calculo de la rigidez axial en la pala esférica la cual simula a la bailarina en punta tenemos que :

$$K = \frac{AE}{L}$$

en donde

A: Área de la sección transversal de la media esfera que conforma la pala

E:Modúlo de Young del material 3DO

L:Longitud de la base de la pala.

$$K = \frac{\frac{1}{4}(4\rho(.030000\text{ m})^2(20000\frac{\text{kN}}{\text{m}^2}))}{.10000\text{ m}}$$

Sustituyendo

$$K = \frac{.00282\text{ m}^2(20000\frac{\text{kN}}{\text{m}^2})}{.10000\text{ m}}$$

Tenemos que

$$K = 565\frac{\text{kN}}{\text{m}}$$

La rigidez axial obtenida en la pala semi-esferica es de $565\frac{\text{kN}}{\text{m}}$

Como se puede ver en el siguiente gráfico, algunas consideraciones se pueden hacer.

En la rigidez axial tenemos un resultado de $565\frac{\text{kN}}{\text{m}}$, $145\frac{\text{kN}}{\text{m}}$ más que la marca

Capezio y $155\frac{\text{kN}}{\text{m}}$ más que la marca Freed, con respecto a la marca Gaynor tiene una

rigidez axial menor por $115\frac{\text{kN}}{\text{m}}$ con respecto a la marca Leo tiene una rigidez axial

menor por $455\frac{\text{kN}}{\text{m}}$ y con respecto a Grishko tiene una rigidez axial menor por 155

$\frac{\text{kN}}{\text{m}}$

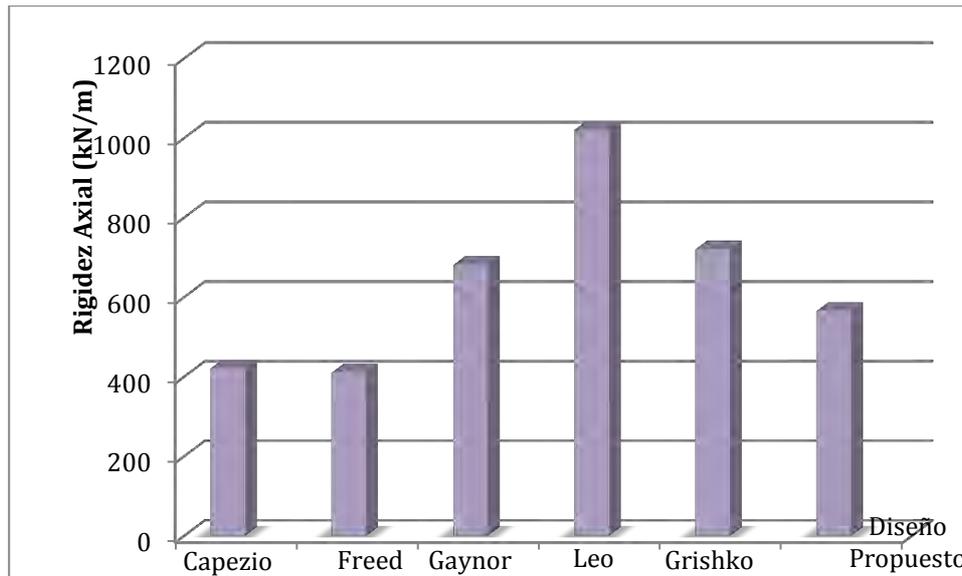


Gráfico 6
Resultados equivalentes a la bailarina en punta

Distribución de fuerzas en la plantilla

Para el calculo de la rigidez vertical la cual representa a la bailarina en posición plantar tenemos que :

$$K_{vertical} = \frac{F}{d}$$

En donde

F : Fuerza ejercida por la bailarina

δ : Desplazamiento producido por la fuerza ejercida en la superficie

Sabemos que

La fuerza ejercida por la bailarina en posición plantar es de 500N que es equivalente a 0.5 kN

El análisis FEM da como resultado en la plantilla un desplazamiento nodal medio de 58mm.

Sustituyendo

$$K_{vertical} = \frac{0.5 \text{ kN}}{.058 \text{ m}}$$

Tenemos que

$$K_{vertical} = .00862 \frac{\text{kN}}{\text{m}}$$

El comportamiento del material en la plantilla, no fue el esperado puesto que el material resulto tener una rigidez vertical menor a la esperada, teniendo una fuerza vertical de 0.00862(kN/m), aún más bajo que las zapatillas en el mercado las cuales entre ellas mostraron tener una tendencia en resultados.

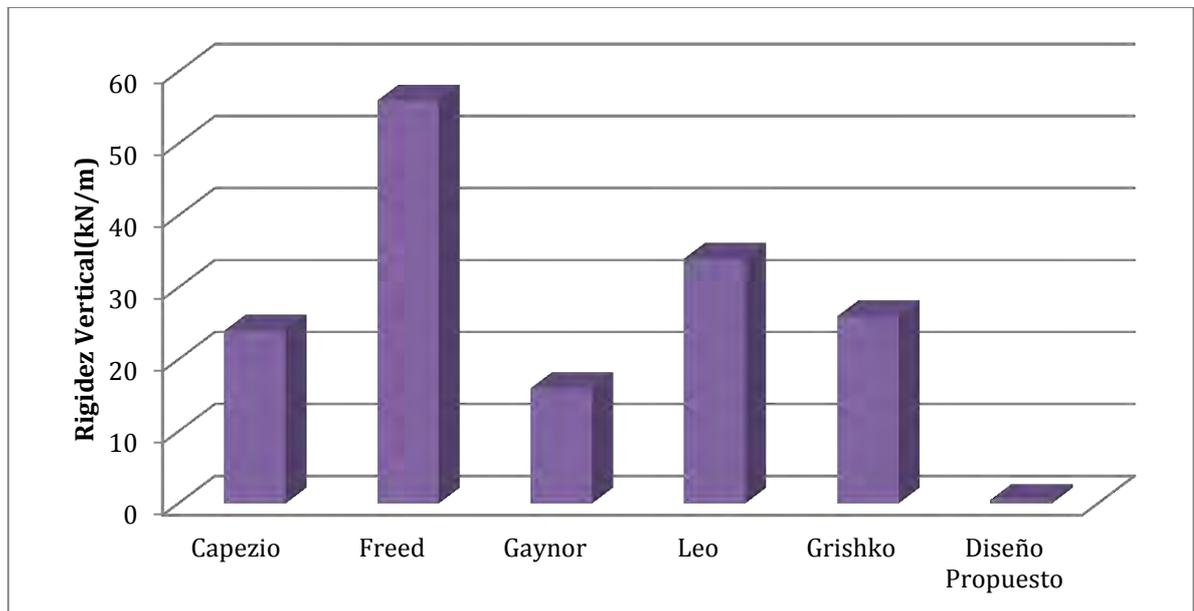


Gráfico 7
Resultados equivalentes a la bailarina en posición plantar

Conclusiones

En este trabajo se propuso la adopción de nuevos materiales con la intención de aumentar el rendimiento y la comodidad de las bailarinas al proponer materiales para las diferentes partes que conforman una zapatilla de punta. Para el diseño de la pala y caja se propuso el Material D3O el cual en su estado de flujo se mueve lentamente, pero al impacto, se aglutinan para absorber y dispersar la energía, inmediatamente antes de regresar a su estado elástico al mismo tiempo podría añadir nuevos beneficios para disminuir las lesiones y deformaciones que propicia el calzado actual, con la adopción de una espuma polimérica, además de la fuerza el material tiene buena absorción de energía de impacto es importante que el calzado tenga esta característica ya que si la pala no tiene una buena absorción de energía al impacto las bailarinas como otros deportistas de alto rendimiento tienden a padecer de fascitis plantar.

Para el análisis del diseño propuesto se tomó en cuenta que la masa promedio de una bailarina es de 50.96 Kg la cual ejerce una fuerza en posición de punta de 843.333N, esta fuerza fue la que se aplicó al modelo CAE distribuyendo la fuerza en el área de los metatarsianos en un 70% equivalente a 590.3331N y el arco del pie en un 30 % equivalente a 252.9999 N.obteniendo los siguientes resultados. En la rigidez axial que representa a la bailarina en puntas el material D3o el cual se propuso para el diseño de la pala obtuvo un 25% más resistencia a la compresión axial que las zapatillas Capezio y Freed, con respecto a la zapatilla Gaynor la resistencia a compresión axial es menor por 20%,con respecto a la zapatilla Leo la resistencia a compresión axial es menor por 80 % y con respecto a la zapatilla Grishko la resistencia a compresión axial es menor por 27 %

El comportamiento del material EVA en la plantilla, no fue el esperado puesto que el material resulto tener un mayor desplazamiento nodal al esperado siendo un **99.08%**, más bajo que las zapatillas en el mercado; las cuales entre ellas mostraron tener una tendencia en resultados. De los resultados obtenidos encontramos que la fuerza ejercida en el tendón de Aquiles cuando la bailarina se encuentra con el pie en media punta es de 551N con una fuerza de reacción de 727.815N (1.8 veces el peso del cuerpo) actuando en un ángulo de 25.2450°,lo que indica que se debe de proponer un material más resistente en la plantilla para la ejecución de media punta y con esto dar mayor soporte al talón y tendón de Aquiles

La alta tasa de lesiones notablemente adquiridas por la práctica excesiva y el calzado deficiente son razones por las cuales se propone este desarrollo de nuevo diseño. Este documento señala algunas de las soluciones tales como la introducción de nuevos materiales, un diseño ergonómico, y un estudio biomecánico del pie factores que necesitan ser investigados con los diferentes tipos de población dancística tales como las bailarinas principiantes, las bailarinas que pesan más de 50 kilogramos y los diferentes tipos de pie incluyendo los que tengan deformaciones genéticas y no sólo con el caso ideal de las bailarinas profesionales, con el fin de validar el concepto de desarrollo y producción de zapatillas.

Una alternativa sería el desarrollo de una pieza pre-acabado preparado a partir de un proceso industrial y no hecho a mano. Esta pieza, hecha de un material más adecuado para el uso previsto. Para hacer la elección de los materiales utilizados en esta nueva propuesta, es fundamental la correcta selección de materiales basados en estudios anteriores que cubre el uso específico para garantizar el rendimiento, la comodidad y por lo tanto la satisfacción del usuario. El material seleccionado y las dimensiones de

la pieza de la caja deben fijarse de manera que cumpla con los requerimientos y necesidades que el zapato de punta que el ballet demanda.
A través de entrevistas, Simulación Virtual y exámenes físicos realizados hasta el momento, llegamos a la conclusión de que el zapato debe ser estudiado como un sólo sistema, ya que las partes involucradas pueden intervenir con el rendimiento del bailarín.

Bibliografía

Clifton, G. (s.f.). The Coefficient of Friction of the Pointe Shoe and Implications for Current manufacturing Processes.

Caillet, R. *Anatomía Funcional Biomecánica* .

Werd, M. B. (s.f.). Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine.

Toro, L. C. *Determinacion de la alineación ósea y áreas de mayor presión del pie durante el trabajo en puntas en bailarinas profesionales de ballet clásico* . Instituto Nacional de Rehabilitación, Medicina del Deporte .

Ballet enciclopedia del arte coreografico .

Box, C. M. (s.f.). Bryan W. Cunningham.

Bracilovic, A. (s.f.). Essential Dance Medicine .

Rusell, J. A. (s.f.). Clinical Anatomy and Biomechanics of the Ankle in Dance .

Journal od Dance & Medicine .

Myer Kutz Biomedical Engineering and Design Handbook volumen II chapter 4
Rehabilitation Engineering and Prosthetics Design

NX for engineering design tutorial Ming C. Leu Akul Joshi

Department of Mechanical and Aerospace Engineering Missouri University of Science and Technology Rolla, Missouri 65409.

Etileno Vinil Acetato Ficha técnica

D3O Ficha técnica

DEPARTAMENTOS EN LÍNEA

Nike Reseach Lab <http://nikeinc.com/pages/about-nike-inc>

D3O Lab <http://www.d3o.com/partner/d3o-materials/>

Apéndice

Astrágalo: Hueso corto del pie, situado en la parte superior y central del tarso, que se articula con la tibia y el peroné: el astrágalo permite flexionar el pie.

Calcáneo: Hueso corto que forma el talón del pie.

Cuboides: Hueso situado en la parte exterior y superior del tarso.

Distal: Se aplica a la parte de un órgano o miembro que está más distante de la cabeza o del eje o línea media del organismo.

Escafoides: Hueso del pie que forma parte del tarso y está articulado con el astrágalo.

Falanges: Hueso pequeño y alargado de los que forman los dedos de las manos y los pies

Ligamentos: Ligamento es una estructura anatómica en forma de banda, compuesto por fibras resistentes que conectan los tejidos que unen a los huesos en las articulaciones.

Metacarpo: Conjunto de los cinco huesos situados entre la muñeca y los dedos en el esqueleto de los miembros anteriores de los vertebrados.

Maléolo: Partes que sobresalen de la tibia y del peroné en el inicio del pie. El de la tibia se denomina interno y el del peroné es el externo. Son las dos protuberancias semicirculares que normalmente llamamos tobillo. La función de estos dos ensanchamientos es la de "abrazar" al hueso astrágalo insertándose en éste en dos de sus seis superficies destinadas al enlace con otros huesos. Sirven por tanto de unión entre la pierna y el tarso del pie, pero sin utilidad articular.

Periarticular: Que se halla situado alrededor de una articulación.

Peroné: El hueso de la parte inferior de la pierna peroné (actualmente llamado fibula) es un hueso de la pierna, largo, par, asimétrico, formado por un cuerpo prismático triangular, con tres caras, externa, interna y posterior; tres bordes, anterior y laterales, y dos extremos, superior o cabeza en donde destaca la apófisis estiloides.

Proximal: En anatomía, el término proximal es un adjetivo que indica proximidad hacia el punto de origen o inserción de un órgano, una parte, o cualquier punto de referencia.

Sesamoideo: Un hueso sesamoideo es un hueso pequeño y redondeado incrustado en un tendón sometido a compresión y a fuerza de tensión habituales. Los huesos sesamoideos se encuentran en diversas articulaciones del cuerpo.

Sóleo: Músculo ancho y grueso ubicado en la pierna que se encuentra en su cara posterior, debajo de los gemelos, estando implicado en la bipedestación y en la deambulación.

Tarso: Conjunto de huesos cortos que forman la parte trasera del pie del ser humano uniendo el pie con la tibia, y de las extremidades posteriores del resto de vertebrados tetrápodos (de cuatro extremidades): el tarso está situado entre el metatarso y la pierna.

Tendón Tejido conectivo fibroso que une los músculos a los huesos. Pueden unir también los músculos a estructuras
Tienen la función de insertar el músculo esquelético en el hueso o a la fascia y transmitirles la fuerza de la contracción muscular para producir un movimiento.

Tibia: Hueso situado en la parte más anterior de la pierna, desde el pie hasta la rodilla, en el ser humano o en las extremidades posteriores del resto de animales tetrápodos (con cuatro extremidades).

Tibio-Tarsiana , Elementos pertenecientes a la pierna (tibia y peroné) y al pie (astrágalo). La tibia y el peroné encierran el astrágalo en lo que suele llamarse la mortaja o pinzaTibia-peronea. Las prominencias óseas de sus extremos distales se denominan maleolos. La tibia y el peroné están unidos por potentes ligamentos que impiden su separación aunque permiten cierta movilidad pasiva. El astrágalo queda encerrado en estas paredes, la tibia por medial y el maleolo peroneo por lateral, de tal manera que solo se le permite un grado de libertad de movimiento, flexoextensión.

Trabéculas: Estructura orgánica y mineral, pero su adelgazamiento ocasiona que se amplíen los espacios intertrabeculares, haciendo que el hueso compacto se transforme en esponjoso con una estructura menos espesa.

Navicular: hueso navicular del pie, hueso navicular del tarso, hueso escafoides del tarso o hueso escafoides del pie

Anexo I Cuestionario
Cuidado de los Pies de las Bailarinas, Cuestionario.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería de Diseño
Cuestionario
Cuidado en los pies de bailarines

Nombre(opcional) _____
Edad _____
Sexo _____ Peso _____
Talla _____
Ocupación _____ Teléfono _____
(opcional) _____
Correo Electrónico _____
¿Realiza Danza? SÍ NO
Especifica que tipo de Danza (s) realizas
Clásico Contemporáneo Folklore Español Polinesia Jazz Otras

¿Qué técnica de danza realizas? Inglesa Cubana Rusa Italiana Otras _____
¿Qué otras actividades físicas o dancística realizas?
Especifica horas y días a la semana para esta actividad
¿Eres bailarín profesional ? SÍ NO ¿Eres bailarín amateur? SÍ NO
¿Dónde bailas (compañía o grupo)?
¿Cual es tu categoría Dancística?
¿Cuándo iniciaron tus estudios de danza?
¿Cuándo terminaron ?
¿Cuántos años tienes como bailarín profesional?
¿Impartes clases de danza ? SÍ NO
¿Cuántas horas a la semana?
¿Cuántas horas a la semana le dedicas a la danza?
Realizas otras actividades tales
como Carrera Marcha Bicicleta Gimnasio Pilates Yoga Otra _____ ¿Cuántas horas a la semana ?

Sobre el Calzado

¿Utilizas algún calzado para bailar ? SÍ NO Descalzo _____
¿Cuál (es) de los siguientes calzados utilizas?
Zapatilla de ½ punta Zapatilla de punta Zapato de Folklore Zapato de Jazz Zapato de Español
Otros
¿Qué Calzado utilizas para otra actividad física ?
Indica marca de calzado y número que utilizas para bailar
Cada cuanto tiempo cambias tu calzado para bailar

¿Utilizas alguna puntera para bailar ? SÍ NO Descalzo _____

¿Utilizas algún instrumento para fortalecer tus pies ? SÍ NO _____

Lesiones

Se a lesionado a causa de la danza SÍ NO

De ser afirmativa la respuesta anterior que región se lesiono especifique con una "D" el lado derecho y con una "I" el izquierdo

Columna cervical (Cuello) _____ Dorsal (espalda) _____ Limbosacra(cintura)

Hombro _____ Codo _____ Muñeca _____ Dedos de la Mano

_____ Pelvis _____
Cadera _____ Rodilla _____ Tobillo _____ Dedos del Pie _____

¿Qué diagnostico se le proporcionó?

¿Qué tratamiento recibió? Reposo _____ Analgesico-antiinflamatorio _____ Terapia física

_____ Tratamiento quirúrgico

Describe brevemente como se lesiono

¿Considera que presenta alguna secuela o daño a causa de la danza ? SÍ NO Cual _____

¿Utilizas alguna ortesis (plantilla , bastón , prótesis ,etc.) o ayuda para realizar sus actividades en la vida diaria y/o dancística ? SÍ NO Cual _____

¿Consideras que tienes la preparación física adecuada para realizar tus actividades dancísticas? SÍ NO

¿Consideras que el personal que te entrena tiene el conocimiento para hacerlo? SÍ NO

¿Consideras que tienes las áreas físicas adecuadas para realizar tus actividades dancísticas? SÍ NO

¿Consideras que el personal que te entrena en tus otras actividades físicas tiene el conocimiento para hacerlo? SÍ NO

¿Consideras que tienes las áreas físicas adecuadas para realizar tus otras actividades físicas ? SÍ NO

Antecedentes heredo Familiares

¿En su familia existen antecedentes de osteoporosis? SÍ NO Quiénes _____

Antecedentes No Patologicos

¿Fuma? SÍ NO Fumé (especifique por cuanto tiempo fumó) _____

¿Cuándo Inicio ? _____

Cantidad que fuma al día _____

¿Usa algún tipo de droga ? SÍ NO ¿Cuál ? _____

Estado Nutricional

Describe brevemente los alimentos que consume en las diferentes comidas,(Incluyendo la cantidad de consumo de lácteos ,cafeína , embutidos y comida chatarra)

Desayuno

Comida

Cena

¿Ingiere algún complemento vitamínico ? SÍ NO ¿Cuál

?

¿Ingiere algún complemento de calcio ¿ SÍ NO ¿Cuál

?

¿Su pesos corporal se mantiene como el actual ? SÍ NO

¿Hay cambios bruscos en tu peso ? Sube Baja Se mantiene

¿Cuál es el peso mínimo que has presentado ? _____

Comentarios :

Anexo II Ficha Técnica Materiales

Footwear Material Data Sheet



D3O has developed a range of footwear materials ideally suited to any footwear application; from metatarsal guards to midsoles and everything in between.

While D3O's existing offering ensured the ultimate in impact protection, these underfoot materials focus on performance and efficiency in the form of consistent cushioning and enhanced energy return. This data sheet focuses on the material solutions suitable for performance insoles, inserts and midsoles.

D3O DECELL offers cushioning at low impact energies associated with walking and shock absorption at higher impact energies associated with running and jumping.

D3O PULSE offers superior energy return on take-off so whether you are an athlete needing more bounce or an endurance junkie needing an extra push for those last few miles, this material provides the answer.

D3O MILICELL is a highly durable, comfortable long lasting grade that offers stability developed specifically for harsh environments and terrain.

D3O DECELL, PULSE and MILICELL are each available in two grades: A-grades are more durable and therefore more suitable to full midsole solutions and harsher environments. B-grades work best as insoles or inserts.

Material data:

Nominal Material Property	Test reference	DECELL.A			PULSE.A			DECELL.B			PULSE.B			MILICELL.A			MILICELL.B		
DENSITY (kg/m³)	ISO 845:2009	300-330			310-350			280-320			320-340			400-420			310-350		
HARDNESS (Shore OO)	ASTM D2240-05(2010)	73-79			79-85			62-68			82-88			78-84			74-80		
HARDNESS (Asker C)	ASTM D2240-05(2010)	40-46			43-49			21-31			52-58			51-57			44-50		
DECELERATION (g) (2.4J, 4.4J, 7.4J)	ASTM F1614/1976	10	13	21	12	19	36	10	12	17	11	20	28	12	18	25	12	15	21
REBOUND (%) (2.4J, 4.4J, 7.4J)	ASTM F1614/1976	27	23	23	42	33	32	20	16	15	40	40	30	26	24	21	26	22	22
SPLIT TEAR (N/mm)	EN 12774	3.6			3.5			1.1			2.0			5.3			3.8		
COMPRESSION SET (%)	BS EN ISO 1856:2001	5.5			5.6			TBC			7.4			7.5			6.1		
RESISTANCE TO HUMIDITY (%)	EN 12749	TBC			TBC			TBC			TBC			TBC			TBC		
WATER ABSORBENCY (%)	ISO 62 METHOD 1	TBC			TBC			TBC			TBC			TBC			TBC		
REACH (N/A)	REACH	REACH			REACH			REACH			REACH			REACH			REACH		

For further information on this or any D3O materials, please contact your Business Development Manager or visit www.D3O.com

The information contained in this Data Sheet describes the physical characteristics of the D3O polymer. It aims to assist product developers working with D3O materials in various applications. The information and data expressed is not intended to and does not create any warranties, expressed or implied, including any warranty or merchantability or fitness for a particular purpose or that the results described or shown on the Data Sheet will be achieved by a user for a particular purpose.

D30 is perhaps most widely recognised for its superior shock absorbing solutions that offer the ultimate in impact protection using D30's unique patented technology.

D30's **Impact Protection** solutions are developed for markets where high impact energies are experienced and offer enhanced shock absorbing properties that provide the ultimate in soft and flexible protection.

Material data:

Nominal Material Property	Test reference	ST	XT	SHOCK+	AERO
DENSITY (kg/m ³)	ISO 845:2009	400-550	400-600	500-700	220-350
HARDNESS (Shore OO)	ASTM D2240-05(2010)	60-75	65-80	70-85	40-55
TENSILE STRENGTH (N/mm ²)	ISO 1798:2008	1.5	1.6	1.7	0.4
TEAR STRENGTH (N/mm)	ISO 34-1:2004 METHOD B	6	6.5	8.6	2.2
ELONGATION AT BREAK (%)	ISO 1798:2008	220	190	210	190
RESILIENCE (mm)	ISO 8307:1998	35	55	200	
RESISTANCE TO COMPRESSION (kPa)	BS EN ISO 3386:1:1998	220	380	340	180
COMPRESSION SET (%)	BS EN ISO 1856:2001	<6	<3	<5	<5
WATER ABSORBENCY (%)	ISO 62 METHOD1	<3	<6	TBC	TBC
AGEING, CHANGE IN IMPACT PERFORMANCE AFTER AGEING (%)	ISO 2440:2000 (AGEING) EN 1621:1997 (IMPACT)	<5	<5	TBC	TBC
FLAMMABILITY RESISTANCE (LIMITED FLAME SPREAD) (N/A)	ISO 15025 (METHOD A) ISO 11611:2007 (CLAUSE6.7) ISO 11612:2008 (CLAUSE6.3) ISO 14116:2008 (CLAUSE7.3)	PASS	PASS	PASS	TBC
INNOCUOUSNESS (N/A)	EN 340	PASS	PASS	PASS	TBC
REACH N/A	REACH	REACH	REACH	REACH	REACH

For further information on this or any D30 materials, please contact your Business Development Manager or visit www.D30.com

The information contained in this Data Sheet describes the physical characteristics of the D30 polymer. It aims to assist product developers working with D30 materials in various applications. The information and data expressed is not intended to and does not create any warranties, expressed or implied, including any warranty or merchantability or fitness for a particular purpose or that the results described or shown on the Data Sheet will be achieved by a user for a particular purpose.