

**XX JORNADAS INTERNACIONALES DE TRAUMATOLOGÍA DEL
DEPORTE
11 y 12 de Marzo del 2010.
MURCIA.**

TITULO PONENCIA: Abordaje Ortopodológico de la Fascitis Plantar.

AUTORES: D. Francisco Monzó Pérez* y Dr. Enrique Martínez Gimenez**

(*) Profesor Colaborador Universidad Miguel Hernández. Diplomado en Podología.

(**) Medico Adjunto del Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital General de Alicante.

PALABRAS CLAVES: Aponeurosis plantar, load, hallux limitus, momento dorsiflexor, fascia plantar, fasciotomía, fuerzas reactivas del suelo, fasciosis plantar, etc.

INTRODUCCIÓN BIO-ANATOMICA.

En las actividades donde los pies se encuentran en condiciones de carga, ya sea simplemente el acto de caminar o la realización de la practica deportiva como la carrera, las propiedades mecánicas de una estructura arquitectónica como la fascia plantar intacta son fundamentales para un correcto sostén del arco longitudinal interno y en consecuencia, de la cinemática y cinética de la extremidad inferior.

Por este motivo, la arquitectura y localización anatómica de la fascia plantar y el complejo osteo-ligamentoso de la columna interna y externa del pie, se encuentran íntimamente relacionados desde le punto de vista bio-patomecánico del pie.

La aponeurosis plantar es una compleja estructura fibro-ligamentosa que se puede dividir en 3 compartimentos. (9, 10).

Compartimento medial o interno

Es el compartimento más delgado y débil de los tres y a su vez, recubre al músculo abductor del hallux. Las fibras de este compartimento interno se continúan de forma antero medial con el compartimento medio o central. Por otra parte posee conexiones con la aponeurosis dorsal del pie, con el retinaculum extensor inferior y con el retinaculum flexor.

Compartimento lateral

Tiene su origen en el margen lateral del tubérculo medial del calcáneo, cerca del origen del músculo abductor corto de los dedos.

Se extiende de forma antero lateral desde su origen, para dividirse en dos bandas: una banda interna o otra externa. La banda interna pasa medial al músculo abductor corto de los dedos uniéndose con la base plantar de la 4ª articulación metatarsofalángica y en ocasiones con la tercera. La banda lateral es la mas fuerte y se inserta en la base del quinto metatarsiano.

Desde el punto de vista patológico, la inflamación d este compartimento lateral se defina como Fascitis Plantar Lateral, entidad que clínicamente, en ocasiones, pasa inadvertida o erróneamente diagnosticada.

Compartimento central o medio

Es el más grueso, fuerte y mayor relevancia clínico-mecánica de los tres. Se origina en el tubérculo medial del calcáneo y se extiende distalmente en forma de 5 segmentos que se dirigen a cada uno de los dedos.

Cada uno de los cinco segmentos se divide a nivel de las articulaciones MTF en un tracto superficial que se inserta en la piel de las articulaciones MTF y un tracto profundo. Cada uno de los cinco segmentos del tracto profundo se divide en dos septos sagitales proximalmente a las articulaciones MTF en las que se insertan al final de sus carillas plantares, hacia las bases plantares de la falanges proximales de los dedos.

La división en el septo sagital crea un pequeño túnel muy proximal a las articulaciones MTF, que permite a los tendones de los músculos flexor largo común de los dedos y flexor largo del hallux, pasar a través de la aponeurosis plantar.

Cabe destacar la inserción de la aponeurosis plantar a la primera articulación MTF del hallux a nivel plantar; una inserción muy especializada y compleja llamada complejo gleno-sesamoideo el cual es de gran importancia mecánica por el llamado mecanismo de Windlass.

PROPIEDADES MATERIALES DE LA FASCIA PLANTAR INTACTA

ERDEMIR ET AL, 2004: El objetivo del estudio era determinar el modelo de fuerza de la aponeurosis plantar y su relación con las fuerzas del tendón de Aquiles durante la fase estática y fase dinámica. Los resultados del estudio muestran que las fuerzas aponeuróticas aumentaron gradualmente durante la fase de apoyo e hicieron pico máximo en el apoyo tardío, aproximadamente el 96%+/-36% del peso corporal. Hubo una buena correlación entre la tensión de la fascia y fuerza del tendón de Aquiles.

Conclusiones del estudio muestran que La aponeurosis plantar transmite grandes fuerzas entre el pie trasero y antepié, durante la fase de apoyo en la marcha. El modelo de variación de la fuerza de aponeurosis plantar y su relación con la fuerza de tendón de Aquiles, demuestra la importancia de analizar la función de aponeurosis plantar durante el ciclo de la fase de apoyo en la marcha más que en una posición de pie (estando de pie) estática.

Relevancia clínica: La aponeurosis plantar juega un papel importante en la transmisión de fuerzas del tendón de Aquiles al antepié en la última parte de la fase de caminata. Procedimientos quirúrgicos que requieren la liberación de ésta estructura pueden enturbiar éste mecanismo y así comprometer la propulsión eficiente.

Ker et al identificaron la aponeurosis plantar como un mecanismo de almacenamiento de energía en el pie. Establecieron que sobre aplanamiento de arco, el pie almacenaba la energía producida en forma de retroceso elástico. Ker et al creyeron que la energía era almacenada tanto en la fascia plantar como en los ligamentos plantares.

Simkin y Leichter construyeron una fórmula que creyeron correlacionaba el ángulo de inclinación calcaneal con la cantidad de energía creada cuando el arco medio longitudinal se aplanaba.

La tensión de la fascia fue mas baja relativamente en el periodo del contacto de talón, aumentaba gradualmente durante el periodo de apoyo

medio e hicieron pico máximo al 80% de la fase de apoyo. Las fuerzas de la aponeurosis plantar fueron de 538 ± 193 Newton (0.9 ± 0.3 el peso corporal). Predecimos que la fuerza del tendón de Aquiles es un predictor fiable de la cantidad de tensión en la fascia plantar (estructura que trasfiere cargas dinámicamente durante la deambulaci3n).

WARD ET AL: El objetivo de 3ste proyecto era determinar si la cantidad liberada de fascia, de media a lateral, causaba un aumento significativo de fuerza en la fascia restante.

Como la fascia plantar era liberada en forma secuencial de media a lateral, desde intacta a 33% de liberada a 66% de liberada, la fuerza en tiempo real y la duraci3n de la fuerza en la fascia restante aumentaron significativamente, y la fuerza fue luego cambiada en propulsi3n. Adem3s, la articulaci3n subtalar era incapaz de re-supinar cuando la cantidad de fascia liberada aumentaba, indicando una relaci3n directa entre la banda media de la fascia plantar y re-supinaci3n de la articulaci3n subtalar durante el medioapoyo tard3o y la propulsi3n.

Wright y Rennels notaron que el m3dulo de elasticidad de la fascia plantar aumentaba cuando la carga en la fascia aumentaba, alcanzando un m3ximo de 0.12×10 libras por pulgadas cuadradas. Una carga de 2.500 libras fue ubicada en la fascia plantar, en el tiempo en que la fascia plantar sufri3 deformaci3n el3stica, seguida de una recuperaci3n el3stica cuando era descargada. Wright y Rennels, conjeturaron, que a 200 libras de carga tibial, la fascia plantar sufri3 elongaci3n de s3lo 1.68 %.

Resultados del estudio: Con la fascia completamente intacta, la fuerza en la banda media comienza justo luego del golpe de tal3n y tiene dos picos: Un primer pico menor durante el medioapoyo y un segundo pico m3s largo durante la propulsi3n temprana. La fuerza en la banda lateral de la fascia plantar tambi3n comienza justo despu3s del golpe de tal3n y hace pico antes del medioapoyo y luego hace pico por segunda vez, durante la propulsi3n temprana. El impulso en la banda lateral de la fascia plantar aument3 significativamente durante el apoyo en todos los especimenes

probados, desde intacta a 33 % de fascia plantar liberada. Cuando un 66 % de la fascia fue liberada, el impulso en la banda lateral también aumento significativamente en relación a lo observado con 33 % de liberación. Con la fascia plantar intacta, la articulación subtalar se notó supinada anteriormente al golpe de talón y pronada progresivamente hasta el medioapoyo, tiempo en el que la articulación subtalar comenzó a resupinar. La supinación continuó hasta el despegue de talón, tiempo en el que la articulación subtalar volvió a neutra y continuó con supinación. Cuando un 33 % de la fascia plantar fue liberado, no hubo un aumento significativo en la pronación de la articulación subtalar durante el contacto y el medioapoyo temprano. Durante la última mitad de medioapoyo, la articulación subtalar comenzó a resupinar, pero fue incapaz de continuar resupinando luego del despegue de talón. Cuando el 66 % de la fascia plantar fue liberado, la articulación subtalar pronó normalmente en el contacto; sin embargo, se mantuvo pronada y fue incapaz de resupinar a neutra antes del despegue de talón. Cuando la fascia plantar era liberada, la articulación subtalar era incapaz de resupinar en medioapoyo tardío y propulsión, y parecía haber una correlación directa entre la cantidad de fascia transeccionada y la incapacidad de la articulación subtalar a resupinar.

Es necesaria más investigación para determinar más precisamente la cantidad de fascia plantar que puede ser liberada antes de que sean observados aumentos significativos en fuerzas y en la fascia restante y antes de la pérdida de habilidad de la articulación subtalar a resupinar durante apoyo tardío y propulsión. De éste estudio inicial, parece que menos del 66 % de fascia debe de ser liberado para mantener la estabilidad del pie, lo que está en acuerdo con la investigación in vivo de síntomas laterales en la columna que siguen a la liberación facial plantar.

KITAOKA ET AL: Objetivos del estudio: En este estudio, investigamos las propiedades materiales de la aponeurosis plantar. Los especímenes fueron cargados en tensión hasta 445 N. Tres tasas de carga fueron utilizadas (11.1, 111.2, y 1112.0 N/seg.) para evaluar las propiedades

visco elásticas de la aponeurosis. La relación entre la fuerza total y la deformación de la fascia fue definida como deformación promedio en las tres zonas longitudinales. Resultados: En los nueve especímenes con la fascia plantar intacta, probados a fallar, los especímenes fallaron en un promedio de 1189 +/- 244 N a una tasa de carga de 111.2 N/seg. Seis fallaron por la ruptura de la fascia (cinco cerca de la conexión calcánea y uno distalmente en el antepié) y tres, debido a la fractura del calcáneo. Especímenes de hombres fallaron a un nivel significativamente mayor (1540 +/- 246 N) que aquellos de mujeres (1002 +/- 101 N) (*P* menor que 0.5).

Discusión: Este estudio demostró que la fascia fallaba remarcablemente a niveles de carga altos. En algunas instancias, el calcáneo se fracturaba antes del fallo de la aponeurosis plantar, pero en muchos casos la ruptura ocurría cerca de la conexión al tubérculo medio calcáneo. Fallo en el nivel proximal es consistente con el dolor severo, equimosis, e hinchazón del pie trasero cuando ruptura espontánea ocurre clínicamente. La observación de que la aponeurosis plantar usualmente fallaba en el nivel proximal de este estudio también es consciente con la ubicación donde los síntomas de fasciitis ocurrieron, que es, en la conexión calcaneal. La fascia es repetitivamente cargada bajo tensión con porte de peso, y presumimos que esto causa inflamación local o ruptura parcial de la fascia en la conexión calcanea, o ambas cosas. En conclusión, estudiamos propiedades materiales de la aponeurosis plantar. La rigidez promedio de fascia intacta fue de 203.7 +/- 50.5 N/mm. En una tasa de carga de 11.1 N/seg. La rigidez fue independiente de la tasa de carga. Cargas fallidas variaron considerablemente y promediaron 1189 N.

GEFEN ET AL: Objetivos del estudio: Para calcular la relación de la tensión-fascial y la deformación-fascial, fueron tomadas, imágenes laterales del esqueleto del pie que permitían la evaluación de la longitud transitoria de la fascia desde las etapas de paseo: arco de contacto al despegue-de-dedo, simultáneamente con las fuerzas de contacto vertical

pie-suelo. La fascia plantar fue mostrada a sufrir una elongación continua desde el arco-contacto hasta el despegue-de-dedo, llegando a una deformación de 9 a 12% entre éstas posiciones. Una rápida elongación de la fascia, y una tasa de tensión de $0.9 \pm 0.1 \text{ Sec}^{-1}$, fue observada antes e inmediatamente después de la medio-postura, mientras una elongación significativamente más lenta ocurría en una tasa de tensión de aproximadamente $0.2 \pm 0.1 \text{ Sec}^{-1}$ alrededor de la marcha y el despegue-de-dedo.

Fue asumido que la fascia plantar estaba en posición de su longitud neutra cuando el arco del pie estaba en una etapa temprana de contacto con el suelo (contacción de arco Fig 2^a), antes de que el arco sea aplanado bajo el peso corporal y antes que cualquier contacto de antepie sea ejecutado. Resultados: La longitud neutral, la deformación máxima absoluta (calculada como la diferencia máxima entre la longitud cargada y la neutral) y la máxima tensión de la fascia plantar (calculada como el índice de deformación máxima absoluta a la longitud neutral), fueron obtenidas para los dos sujetos, y están especificadas en la tabla 1. La fascia fue mostrada para seguir su elongación continua desde contacto-de-arco hasta despegue-de-dedo, alcanzando una deformación del 9% al 12% entre éstas posiciones. Antes e inmediatamente después de la medio-postura, la fascia plantar fue mostrada a alongar rápidamente, con un rango de tensión de aprox. $0.9 \pm 0.1 \text{ Sec}^{-1}$, para acomodar a la posición de porte de peso. Contrariamente, una elongación significativamente más lenta fue observada hacia el empuje y hasta el fin de la fase de contacto, a un rango de tensión de aprox. $0.2 \pm 0.1 \text{ Sec}^{-1}$.

Fue demostrado que la fascia elonga más rápidamente durante la aceptación de peso y postura media de la fase de contacto del pie desnudo al caminar. Una elongación más lenta durante el empuje y el despegue-de-dedo le sigue, a la deformación rápida inicial. Este comportamiento puede ser explicado por el aspecto histológico de la fascia plantar, que está compuesto por colágeno y fibras elásticas. Las fibras elásticas muestran una diferencia considerable en grosor y son arregladas predominantemente en hilos y redes parecidas a un bulto en

el tejido abundante intersticial. Durante la fase de contacto de marcha, tanto el colágeno como las fibras elásticas cambian de una configuración ondulada a una recta cuando la tensión es aplicada. Teniendo un módulo menor de elasticidad comparado al colágeno, las fibras elásticas contribuyen a su soporte estructural en extensión temprana de la fascia (alrededor de la postura media), mientras el estiramiento de colágeno produce efectos de refrenamiento en la elongación, que ocurren en la fase de extensión tardía (hacia el empuje y despegue-de-dedo).

SHARKEY ET AL: *Objetivos del estudio:* *El propósito de éste estudio era medir el rol de los músculo extrínsecos activos y la fascia plantar en mecánicas del pié y determinar las consecuencias de la fasciotomía. Estuvimos especialmente interesados en examinar los efectos funcionales de la liberación de la fascia durante el apoyo terminal, cuando las acciones combinadas de los músculos extrínsecos servirían a compensar a una fascia dividida o rota. También fueron evaluadas las contribuciones de conformaciones estables en el arco hechas por el tibialis posterior, perineal, y músculos flexores digitales. Para examinar cuándo los cambios de conformación inducidos por la división de la fascia plantar pueden ocurrir durante la marcha, cargamos los pies de siete cadáveres utilizando un aparato que simula las acciones de los plantarflexores extrínsecos.*

Medimos los efectos de fasciotomía plantar en dos instantes de la fase de apoyo terminal de marcha. Mediciones radiológicas de la altura del arco, longitud base del arco, y ángulo talo primer metatarsal fueron usadas para determinar las contribuciones de soporte de arco hechas por la fascia plantar, tibialis posterior, peroneus longus y brevis, y músculos flexores digitales. La fasciotomía completa causó un colapso significativo del arco en el plano sagital. En apoyo terminal temprano, en el instante luego del despegue de talón, la altura promedio del arco disminuyó de 47 a 45 mm. En apoyo terminal tardío, en el instante precedente al golpe de talón contralateral, la altura promedio del arco disminuyó de 46 a 43. Efectos de la división de banda central, aunque significantes, fueron

suaves. La longitud media – base del arco aumentó de 163 a 167 mm en ausencia de contracción tibialis posterior en fase terminal. La habilidad de soporte del arco de otros músculos extrínsecos fue insignificante.

Resultados: La fasciotomía total o la división de la banda central entera redujeron significativamente la tensión en Aquiles requerida para alcanzar la fuerza de reacción de tierra-objetivo en LTS (P menor que 0.05, Tabla 1). La tensión de Aquiles requerida para alcanzar las fuerzas de reacción de tierra-objetivo bajo condiciones musculares alteradas no fueron significativamente diferentes que aquellas requeridas bajo la acción muscular normal.

Los pies desplegaron pequeñas pero significantes diferencias en conformaciones de arco longitudinal entre ETS y LTS. La altura de arco promedio (para todos los grupos de músculos y condición de fascia combinada) fue de 47 (+/- 9) mm en ETS y disminuyó a 46 (+/- 10) mm en LTS (P < 0.001). Luego de la fasciotomía total, el primer metatarsal fue significativamente más dorsiflexado relativo al talus en ambas ETS y LTS. La carencia de actividad en el tibialis posterior en LTS causó significativamente más dorsiflexión (P < 0.01). En carga normal de pié intacto en LTS el ángulo metatarsal fue de -9° (+/- 5) (dorsiflexión) comparado con -15° (+/-8) en ausencia del tibialis posterior.

Discusión: Los flexores plantares extrínsecos y los músculos estabilizadores del pié están relativamente inactivos durante el apoyo en dos piernas, activados sólo ocasionalmente para mantener la postura y corregir la postura (el bamboleo). Esta carencia de actividad muscular importante hace que la fascia plantar se convierta en el tejido suave predominante contra el colapso del arco durante el estar de pié. En ésta posición, la función de la fascia plantar es aumentada por los ligamentos plantares y spring. Durante el apoyo de pié aplanado, la fricción entre el suelo y el pié puede sólo asistir a mantener la conformación del arco.

Durante la condición ambulatoria, las fuerzas internas en el tobillo y mediopié son más grandes que el peso corporal debido a las acciones combinadas de los flexores plantares extrínsecos y músculos estabilizadores del pié. Durante el apoyo terminal, el gastrocsoleus,

*tibialis posterior, peroneus brevis, peroneus longus, músculos FHL, y músculos FDL están todos activos. Durante éstos periodos la fascia plantar puede también acarrear una carga mayor en aumento. Como fue demostrado por **Thordarson**, la dorsiflexión de los dedos activa el mecanismo Windlass, primero descrito por Hicks, que sitúa gran tensión en la fascia y bloquea su habilidad de estabilizar y soportar al arco. Con el antepié en el suelo y el talón siendo elevado levemente, la contracción de las cuerdas de talón tienden a rotar al talus y calcaneus en el plano sagital relativo al antepié: acciones que colapsarán al arco sin refrenamiento substancial de los tejidos suaves. Además, la pérdida de contacto del talón también elimina cualquier resistencia de fricción a colapsar que pueda haber estado con el antepié y pié trasero en el suelo. Combinados, éstos aspectos funcionales de marcha sugieren que la pérdida de continuidad en la fascia plantar puede tener efectos más marcados durante la caminata o marcha que durante el apoyo.*

Por otra parte, la tensión de Aquiles durante el apoyo terminal también tiende a invertir al calcáneo relativo al antepié, una acción que cierra las articulaciones mediotarsales y estabiliza al arco. Está bien documentado, que la insuficiencia tibial posterior es una causa mayor de deformidad de aplanamiento de pié progresivo, indicando que éste músculo también funciona para mantener al arco longitudinal.

Debido a su ubicación anatómica a lo largo del aspecto plantar del pié, se podría hipotetizar razonablemente que los músculos flexores digitales también pueden contribuir a la integridad del arco durante la marcha. La contribución a la estabilidad de arc hecha por éstos mecanismos durante el apoyo terminal, relativa a la contribución hecha por la fascia plantar, es desconocida.

*Los estudios kinemáticos tridimensionales de **Kitaoka et al. Y Thordarson et al.** Encontraron pequeños pero significantes cambios en otros planos al lado del sagital. Los cambios significantes en la longitud base del medio arco, que ocurrieron sin cambios simultáneos en longitud base del arco lateral, indicaron que el pié se estaba saliendo del plano de cambios conformacionales en nuestro modelo también.*

Thordarson et al. Examinaron las contribuciones musculares al soporte de arco longitudinal en pies de cadáveres posicionados con el tobillo en neutro y 10° de dorsiflexión. Encontraron al posterior tibialis como el músculo más efectivo y consistente en soporte de arco extrínseco, aunque sus contribuciones fueron relativamente pequeñas comparadas con aquellas de la fascia plantar tensada por dorsiflexión de los dedos. En las posiciones investigadas en nuestro estudio, las contribuciones de soporte de arco del músculo tibialis posterior fueron más cercanas en magnitud a aquellas de la fascia plantar. Independientemente de la magnitud, ambos estudios fueron consistentes con los informes clínicos severos que atribuyen la adquisición de deformidad de pie plano a disfunción o ruptura del tendón tibialis posterior. **Thordarson et al.** También encontraron que los músculos FDL y peroneus longus proveían asistencia en el mantenimiento del arco, pero sus contribuciones eran mínimas. Aunque observamos tendencias, no observamos un rol de soporte de arco significativo para éstos músculos en apoyo terminal.

Nuestros resultados, en conjunto con los de estudios previos, sugieren que la división de fascia plantar (posiblemente sólo la división de la banda central) o ruptura pueden conducir a complicaciones a largo plazo en cualquier parte del pie, Los cambios en la conformación del arco causados por la fasciotomía parcial son pequeños, lo que tal vez cuente para un veredicto favorable en estudios a corto plazo. A la luz de los hallazgos de Daly et al. Sin embargo, un compromiso quirúrgico de fascia plantar puede (en el tiempo) conducir a pies planos progresivos causados por la tensión añadida ubicada sobre el músculo tibialis posterior y refrenamiento de ligamentos secundarios. Aunque los cambios en conformación de arco observados en éste estudio son pequeños, cualquier cambio de lo normal puede ser suficiente para precipitar una cascada de eventos que eventualmente conducen al pie plano acompañado de dolor. Nuestros hallazgos refuerzan el concepto del músculo tibialis posterior como estabilizador de arco importante. Desafortunadamente también sugieren que éste músculo, cuando actúa a niveles psicológicos normales, es incapaz de compensar por división de fascia plantar. Los pequeños

cambios que medimos luego de la fasciotomía parcial, acoplan con informes de resultados satisfactorios a corto plazo en series clínicas, sugieren que la fasciotomía parcial, llevada a cabo con cuidado, conlleva menor riesgo de colapso de arco.

ANALISIS MECÁNICO

A lo largo de estas dos últimas décadas, la biomecánica podiátrica ha estado principalmente relacionada con el estudio y valoración de la posición de un hueso o articulación y su cinemática. Conocer simplemente estos conceptos no es suficiente para el examen y terapéutica del pie y extremidad inferior, ya que en ciertas entidades patológicas, la presencia de dolor esta inversamente relacionada con la cantidad de fuerza a la que esta sometida una estructura osteo-ligamentosa y muscular.

Por lo tanto, la cantidad, dirección, aceleración, ubicación de una fuerza tanto interna como externa, que un tejido puede soportar para posteriormente poder desencadenar un movimiento o situación de equilibrio, se denomina cinética del pie.

Concretamente en el estudio de esta estructura como la aponeurosis plantar, es necesario e imprescindible analizar la cinética a la que esta sometida durante las actividades de estática prologada o practica deportiva.

El estudio de la fuerzas sobre las estructuras podológicas puede conducirnos a entender mejor una patología y como enfocar posteriormente un tratamiento de una forma mas razonada y coherente.

En primer lugar debemos contemplar las diferentes fuerzas que van a desencadenar un movimiento o equilibrar un momento que actúa en dirección contraria al primer momento dado. Las fuerzas externas que van a actuar en el pie en condiciones de carga principalmente son la acción de la gravedad y las llamadas fuerzas reactivas del suelo que se encuentran en relación directa con la masa y peso corporal del paciente,

por otro lado cabe comentar las denominadas fuerzas reactivas de una ortesis plantar.

Las fuerzas internas básicamente las podemos resumir en momentos óseos o fuerzas de compresión interóseas, momentos ligamentosos y momentos músculo-tendinosos, estos últimos, gracias al comportamiento mecánico no lineal que muestran. (6)

Con el fin de entender y comprender de forma escalonada como funciona la fascia plantar en relación con el sostén del arco longitudinal interno, merece la pena realizar una pequeña introducción de 3 conceptos físicamente importantes, como las **Leyes de Newton, el concepto de diagrama del cuerpo libre y el concepto de diagrama del cuerpo enlazado.**

1) Las leyes de Newton que mayor aplicación tiene en el campo de la mecánica aplicada a la función del pie son la segunda y tercera ley.

La segunda ley de Newton hace referencia a la aceleración de un cuerpo u objeto, la cual es proporcional a la fuerza neta que se aplica a dicho objeto e inversamente proporcional a su masa, por lo que cuando la aceleración de un cuerpo es 0, la fuerza neta también será 0.

La tercera ley de Newton nos dice que para cada acción o movimiento existe una reacción igual y otra opuesta, por lo que cuando el objeto A aplica una fuerza sobre el objeto B, éste empujara al objeto A con una fuerza igual. De esta forma se consigue alcanzar el **concepto de equilibrio**, ya sea rotacional o traslacional.

Un objeto se encuentra en equilibrio cuando ni esta descansando ni se encuentra en movimiento, por lo tanto, en el caso de que la suma de los momentos o fuerzas aplicados al objeto no sea igual a 0, la condición de equilibrio desaparece y dicho objeto o cuerpo desencadenará un movimiento o predominará un momento interno o externo sobre él. (1,6)

Por otra parte el hecho de que la fuerza neta se iguale a 0 no significa que no haya ninguna fuerza actuando sobre el objeto o en este caso el pie.

En posición relajada de calcáneo en apoyo, la gravedad lleva al cuerpo hacia la tierra y la fuerza reactiva del suelo empuja al pie con una fuerza

igual y opuesta a la fuerza de la gravedad, es decir, si existen fuerzas que están actuando sobre el objeto pero se cancelan unas a otras hasta que la fuerza neta sea igual a 0.

Respecto a las posiciones articulares del pie, la condición de equilibrio no significa necesariamente que una articulación se encuentre en una posición neutra. La posición de equilibrio de una o varias articulaciones, por ejemplo de la articulación subtalar, puede encontrarse o darse cerca de una posición neutra, supinada, relajada o máximamente pronada. (6,8).

La fuerza generada por la fuerza reactiva del suelo o contracción muscular, generalmente actúan en una dirección lineal, las articulaciones del pie convierten estas fuerzas directas lineales en movimientos rotacionales complejos que permiten a los individuos que anden, corran y realicen otro tipo de actividades.

Para que una fuerza directa lineal se convierta en un momento rotacional sobre cualquier articulación del pie, primero la fuerza debe convertirse en una fuerza rotacional llamado momento de fuerza. Dicho momento es el resultado matemático de la magnitud de dicha fuerza y la distancia perpendicular que hay desde la aplicación de la fuerza al eje de la articulación; ($M: F \times D$).

Por lo que para mejorar cuantitativamente un momento, debemos incrementar la magnitud de la fuerza aplicada o incrementarse el brazo de palanca.

En el caso de la mecánica de la fascia plantar, las fuerzas externas (GRF) que mas adelante nos van a interesar son las aplicadas en el calcáneo plantar y en el columna interna del pie, concretamente alrededor de la cabeza del primer meta y falange proximal del hallux. Por otra parte tenemos las fuerzas internas del peso corporal aplicadas a través de la tibia, las fuerzas de compresión interóseas entre los huesos de la columna interna (articulaciones metatarso-cuneiformes y cuneo-naviculares) y las fuerzas de origen muscular como el gastronemio y sistema calcáneo aquileo plantar.

2) Diagrama del cuerpo libre

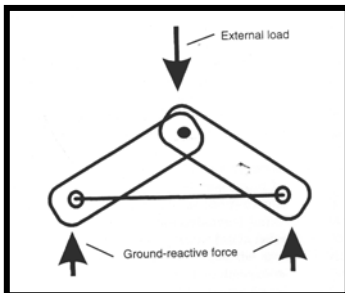
El diagrama del cuerpo libre es una herramienta de la ingeniería mecánica que nos analizara las fuerzas que actúan sobre una estructura, en este caso, las fuerzas internas que dan en el pie.

El primer paso es definir el objeto o grupo de objetos o estructuras. Éstas pueden ser la mitad de un hueso, un hueso entero o el conjunto de varios huesos. El segundo, es quitar todos los vectores de fuerza que están actuando en ese objeto.

El tercer paso es eliminar los vectores de fuerza que los objetos que hemos eliminado anteriormente aplicaban sobre el objeto o cuerpo libre. (1).

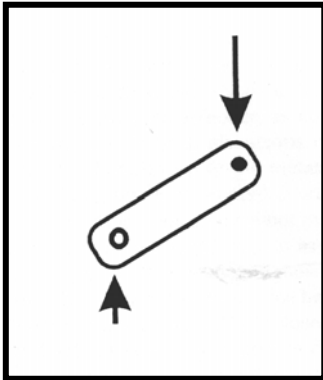
3) Diagrama del cuerpo enlazado

Dicho diagrama es un modelo teórico excelente de un solo plano del pie, en este caso el plano sagital, pero mas tarde describiremos como interactúan los tres plano corporales. Se define arco o cuerpo enlazado como la unión de dos segmentos rígidos en forma de articulación que podríamos definirlos como el calcáneo y el primer meta, sostenida por una banda tensa que podría ser la aponeurosis plantar.



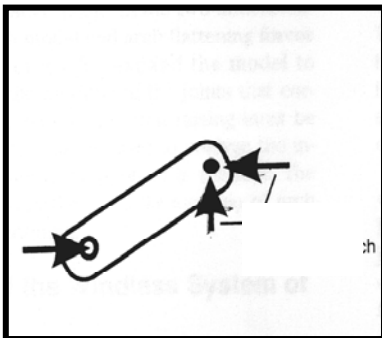
En este ejemplo de arco enlazado la fuerza externa superior representa el peso corporal. Dicha fuerza se cancelará por las fuerzas reactivas del suelo, todas las fuerzas verticales se cancelan unas a otras, por lo que la fuerza neta es igual a 0.

Posteriormente se elimina la mitad del cuerpo u objeto para empezar a entender la acción de las fuerzas internas.



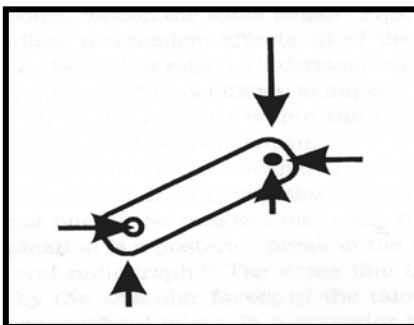
En este ejemplo las fuerzas externas crearan un momento que gira en sentido a la agujas del reloj.

A continuación debemos aplicar las fuerzas de los objetos anteriormente eliminados.



En este ejemplo la fuerza que va de izquierda a derecha corresponde al vector de tracción de la fascia plantar o banda tensa. La fuerza que va de derecha a izquierda corresponde al vector de fuerza del segmento anteriormente retirado.

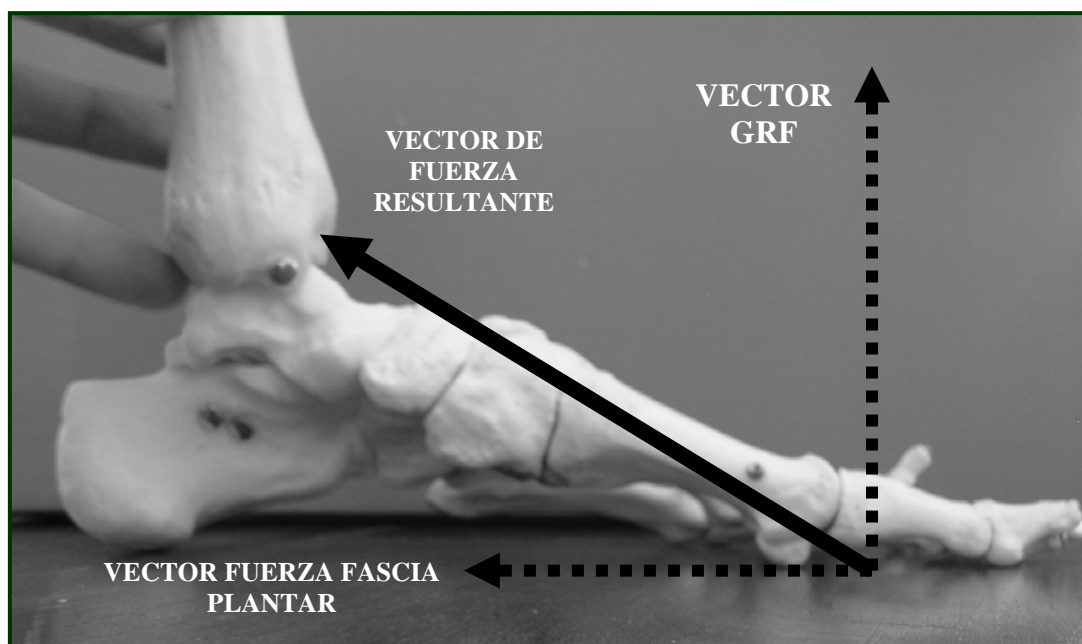
Por ultimo tenemos que aplicar la suma de todas las fuerzas para terminar de entender como funciona un diagrama de cuerpo enlazado. Es decir, como interactúan todas las fuerzas tanto internas como externas para el sostén de un arco.



En este ejemplo la fuerza que va de izquierda a derecha corresponde al vector de tracción de la fascia plantar o banda tensa. La fuerza que va de derecha a izquierda corresponde al vector de fuerza del segmento anteriormente retirado. La fuerza de dirección craneal hace referencia a la fuerza reactiva del suelo y la fuerza de dirección caudal hace referencia al peso corporal.

Si comparamos el modelo de arco enlazado con el modelo de funcionamiento de la fascia plantar como es el efecto Windlass, la única diferencia mecánica es que la fuerza horizontal que actúa en los segmentos rígidos en el caso del arco enlazado viene de la banda tensa y en el caso de la fascia plantar, viene del eje de la articulación metatarsofalángica.

Por otro lado, otra de las estructuras anatómicas mecánicamente importantes en la función de sostén del arco en el pie, son las articulaciones metatarsocuneanas y cuneonaviculares. Dichas articulaciones están diseñadas y orientadas para soportar fuerzas de compresión paralelas a los ejes metatarsianos, es decir, cuando a la fuerza vertical reactiva del suelo que incide en el primer meta se le añade otra horizontal como la de la tensión de la fascia plantar, la fuerza resultante es una fuerza paralela al eje del primer meta, por ejemplo.



FUNCIONES DE LA FASCIA PLANTAR INTACTA

La fascia plantar en condiciones fisiológicas y de soporte de peso cumple unas funciones muy relevantes para un correcto funcionamiento del pie y de la extremidad inferior.

Un adecuado conocimiento de las funciones de la aponeurosis plantar no solamente nos ayudará en la obtención de un diagnóstico clínico mas

preciso con diversas patologías, sino que nos conducirá a la toma de decisiones quirúrgicas mas enfocadas a conseguir un objetivo mas dinámico y con la menor repercusión clínico-biomecánica en el resto de articulaciones del pie.

Comúnmente una de las funciones de la fascia plantar mas conocidas quizás sea la de ayudar a provocar directa e indirectamente una adecuada dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica o conseguir el llamado mecanismo de Windlass entre otras funciones.

Existen diversas funciones de una aponeurosis plantar intacta en condiciones de carga. En este apartado realizaremos una breve aproximación a cada una de las funciones de dicha estructura, centrándonos de forma mas precisa en la función de sostén del arco longitudinal interno o bóveda de la columna interna del pie.

A lo largo del artículo profundizaremos en dicha función tanto desde un punto de vista cinético y cinemático y haremos referencia a las consecuencias que tiene la realización de una técnica quirúrgica como es la fasciotomía plantar, a largo plazo, sobre la biomecánica del pie.

El comportamiento de la fascia plantar en cadena cinética cerrada lo podemos dividir en 8 funciones. (3).

1. Asiste al momento de inversión sobre el eje de rotación subtalar durante la fase tardía del apoyo medio y periodo propulsivo. (1, 2, 3, 7).

En la fase de apoyo medio tardío y durante el desplazamiento posteroanterior del centro de masas corporal, existe un incremento de fuerza reactiva del suelo en el antepié plantar ocasionando un inicio del momento dorsiflexor y comienzo del momento plantaflexor en el calcáneo proveniente de la contracción excéntrica del gastronemio, lo cual provoca un incremento directo de la tensión aponeurótica con suficiente capacidad en condiciones fisiológicas de resistir dichos momentos, manifestándose así la tercera ley de Newton y equilibrando todas las fuerzas tanto intrínsecas como extrínsecas durante la inversión subtalar.

Por otra parte durante el periodo propulsivo, cuando el momento de dorsiflexión falangico derivado del incremento de la fuerza reactiva del suelo sobre dicha estructura se manifiesta, el llamado efecto Windlass provoca indirectamente un momento de inversión sobre la articulación subtalar.

2. Asiste en la disminución de los momentos pronadores que soporta la musculatura intrínseca del pie como el abductor del hallux y musculatura inversora como por ejemplo el músculo tibial posterior.(2,4,24).

En ciertos trabajos in Vitro que posteriormente comentaremos, la sección de la fascia plantar a nivel proximal aumenta el trabajo mecánico tanto concéntrico como excéntrico en músculos como el tibial posterior.

Durante la fase de apoyo y mas comúnmente en morfotipos de pies que tienen un gran cúmulo o componente de momentos supinadores (pie facial y pie tibial posterior) estos músculos ayudan a decelerar el momento de pronación que viene del movimiento en el plano transversal de la extremidad inferior como la rotación interna tibial para posteriormente acelerar el momento de supinación sobre el eje de rotación de la articulación subtalar.

Por otra parte la localización lateral del centro de presiones sobre el eje de rotación subtalar provoca que algunas estructuras como el tibial posterior deban causar un momento de supinación mayor, por lo que una fascia plantar intacta disminuirá dicho trabajo.

En pacientes que presentan clínicamente un eje de rotación subtalar medializado, que presentan un gran componente de momentos pronadores, la fascia junto con otras estructuras, será la encargada de provocar un aumento de momentos supinadores para contrarrestar dichas fuerzas pronadoras. Generalmente este tipo de pies tienen clínicamente un componente de fascitis plantar proximal o espolón calcáneo y un test de máxima pronación negativo, por lo que si por ejemplo colocáramos un naipe de una baraja de cartas bajo la cabeza

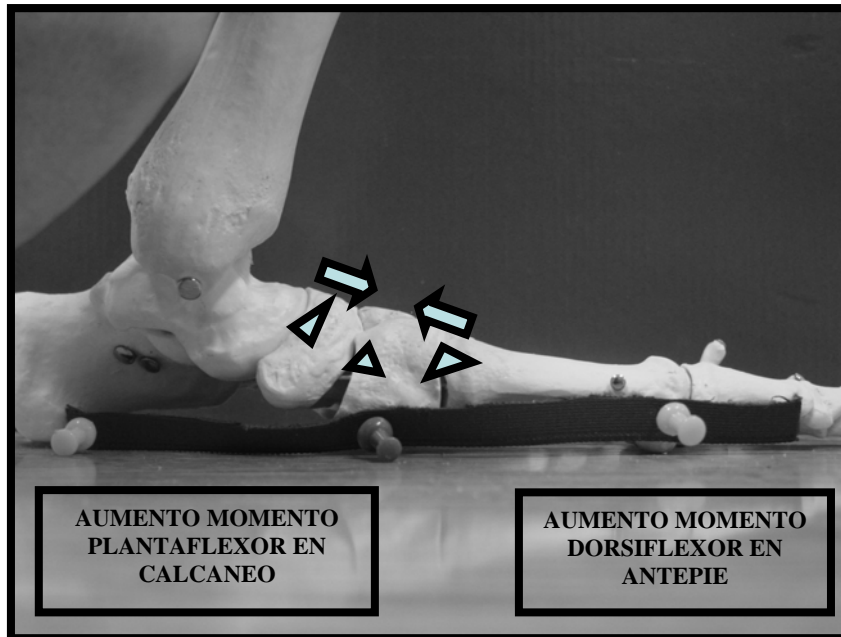
del primer metatarsiano y bajo cabeza del cuarto y quinto metatarsiano en posición relajada de calcáneo en apoyo, notaríamos al intentar sacar la carta, mas resistencia y dificultad bajo la cabeza del primer meta que de la columna externa, por lo que podemos deducir que el mecanismo antipronatorio que dicho paciente suele utilizar durante las condiciones de carga es la estructura de la fascia plantar o también llamado pie facial.

3. Disminuye las fuerzas de compresión interóseas. (4, 21).

Cuando en condiciones de carga un pie recibe de las fuerzas reactivas del suelo y extremidad inferior, un aumento de momentos pronadores, diversas estructuras desencadenan una serie de acontecimientos encaminados a equilibrar dichas fuerzas tanto intrínsecas como extrínsecas. Entre estos mecanismos o estructuras encargadas de realizar esta función se encuentran las fuerzas de compresión interóseas a nivel dorsal de la columna medial y lateral, podríamos decir que es un mecanismo óseo antipronatorio junto con el seno del tarso, éste ultimo el mas importante.

Durante el transcurso de la fase de apoyo medio y a lo largo del desplazamiento del centro de masas en apoyo unipodal, la acción del peso corporal y fuerzas reactivas del suelo tienden a provocar un fisiológico colapso de la columna interna. El aumento de tensión en la fascia plantar proporcional en tiempo y magnitud a dichas fuerzas, provocara un momento de plantaflexión en el antepié y momento dorsiflexor en el retropié, lo cual compensara la caída del arco interno. Éste control del aplanamiento de la columna interna del pie en dicha fase ocasiona una disminución de la fuerzas de compresión interóseas dadas en las articulaciones metatarso-cuneanas y cuneo-naviculares. (Imaginemos la estructura de un puente romano donde su estructura, en parte, se sustenta gracias a las fuerzas de compresión que realiza una piedra sobre la que articula con ella, Por lo que si en la base del puente, en su origen, si eliminamos alguna piedra o movilizamos el terreno de sustentación, el aumento de la fuerzas entre las piedras

que se sitúan en el vértice superior, aumentará. (Síndrome de compresión dorsal tarsal).



4. Disminuye las fuerzas de tensión ligamentosa.(1, 4, 21)

Las fuerzas de tensión ligamentosa se convierten en otro de los mecanismos fisiológicos para ayudar al sostén de la columna interna, en particular el ligamento de spring. En condiciones donde los pies soportan peso, dichos ligamentos tienen un menor brazo de palanca durante su elongación respecto al hueso talar que la fascia plantar, por lo que trabajan a priori con más tensión que la aponeurosis.

Una de las características por las cuales se diferencian los ligamentos de otras estructuras respecto a la biomecánica de su estructura interna es el llamado comportamiento mecánico no lineal, es decir, cada vez que un ligamento en estado de relajación se ve sometido a una fuerza de tensión longitudinal, la longitud de dicha estructura no aumenta sino que disminuye, caso contrario al de una goma elástica.

Por otra parte, diversos estudios in Vitro, han mostrado como la sección parcial o total de la fascia plantar provoca un aumento en la tensión de ciertos ligamentos como ligamento de spring, ligamento corto plantar y gran ligamento plantar.

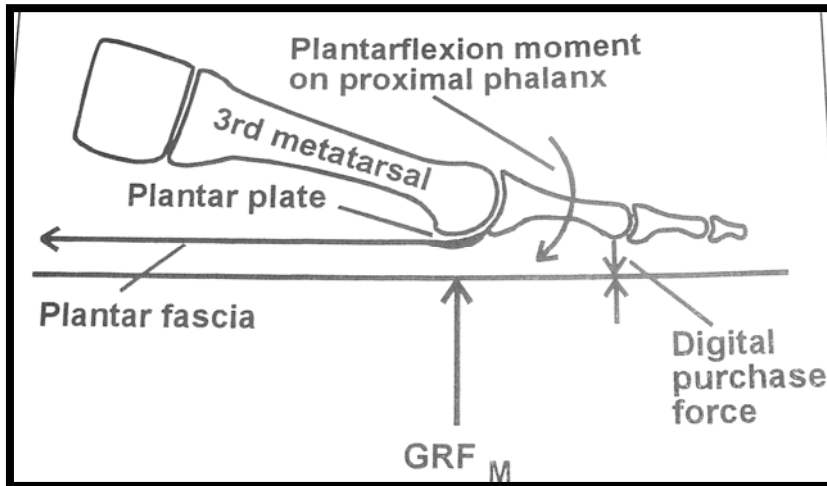
El momento plantaflexor que la fascia plantar provoca sobre la columna interna disminuye la tensión a la que están sometidos dichos ligamentos, sobre todo en la fase de apoyo medio unipodal.

5. Ayuda a la estabilización digital al suelo en el periodo propulsivo.(4, 22, 31)

Durante el transcurso de la fase de apoyo medio y periodo propulsivo los dígitos plantares deben estabilizarse en el suelo con una fuerza iguala la que las fuerzas reactivas del suelo desempeñan en ellos en dirección craneal. Uno de los primeros investigadores que analizó dicha interacción mecánica fue Hicks. Dicho autor observó que en condiciones de apoyo bipodal y desplazando el centro de masas (COM) en dirección anterior los dedos realizaban una estabilización al suelo moderada, la cual era llevada a cabo por el mecanismo de Windlass Invertido o tirón que las terminaciones de la fascia realizaban en la inserción falangita plantar, concretamente en el plato plantar articular.

En el periodo propulsivo, cuando el músculo gastronemio se contrae equilibrando las fuerzas reactivas del suelo dorsiflexoras que se dan en el antepié de forma fisiológica, provoca de forma indirecta una estabilización digital. El aumento de tensión en el tendón de Aquiles es trasladada a la fascia plantar, el aumento de tensión en la fascia plantar para resistir el momento plantaflexor en calcáneo (gastronemio) y el momento dorsiflexor en columna interna (fuerzas reactivas del suelo), ocasiona que mientras en centro de masas atraviesa por el antepié en dicho periodo de la marcha, los dígitos plantares se estabilicen de forma correcta contra el suelo, equilibrando el gran momento dorsiflexor que recibe el aspecto plantar de cada dedo desde el suelo.

Especial mención requiere esta observación en el caso de los procedimientos quirúrgicos o en patologías digitales como el síndrome de predislocación metatarsofalángico, aspectos que posteriormente comentaremos.



6. **Generador de energía** durante la fase de apoyo de la marcha.

Durante la deformación que la fascia soporta en la fase de apoyo medio, el cuerpo es capaz de disipar y absorber energía para posteriormente en el periodo propulsivo se pueda utilizar y así disminuir el gasto energético de origen muscular. Este mecanismo lo podemos observar en animales de gran velocidad como los leopardos o en actividades deportivas de salto, etc.

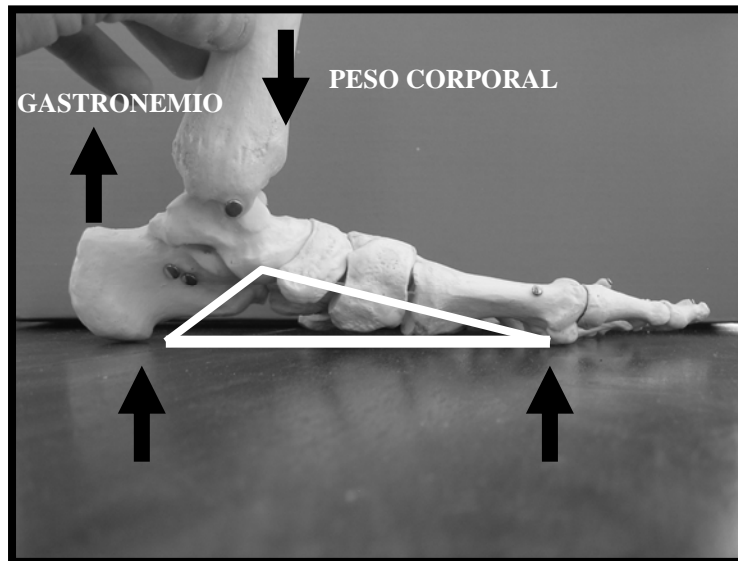
7. **Sujeción de los arcos plantares en condiciones de carga.(1, 3, 4, 19, 21, 25)**

En condiciones de carga las fuerzas intrínsecas y extrínsecas que actúan en el pie y que tienden a provocar un colapso fisiológico de la columna interna y externa son: el peso corporal transmitido a través de la tibia, las fuerzas reactivas del suelo cuya magnitud es proporcional al peso corporal y los momentos musculares, cabe resaltar el momento muscular del gastronemio.

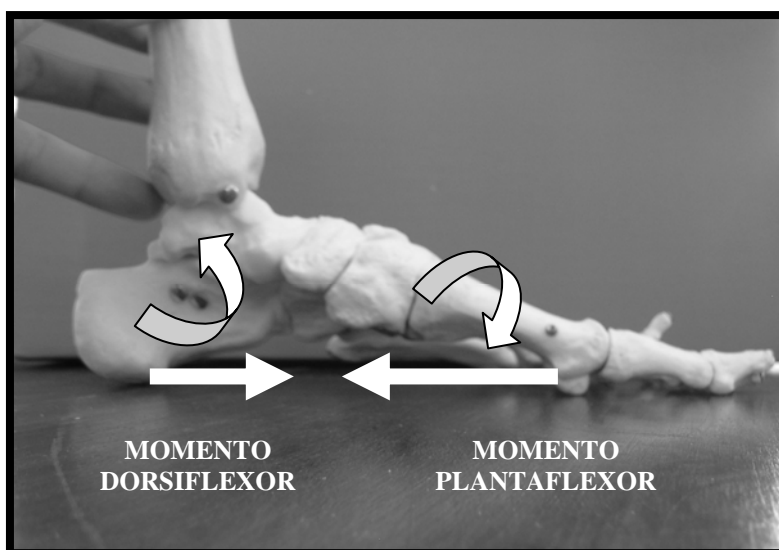
Ésta función de sostén de arcos la podemos dividir en dos fases de la marcha desde un punto de vista funcional.

Durante la fase de apoyo medio la fascia plantar soporta alrededor del 43% del peso corporal, dicho peso corporal tiende a provocar un momento plantalector en calcáneo sumado al momento de reacción del suelo que fomenta dicho desplazamiento. Por otro lado en el antepié

plantar las fuerzas reactivas del suelo mas el peso indirecto del cuerpo provocan un aumento del momento dorsiflexor, lo cual ocasiona un colapso fisiológico de la columna interna.



Debido a la fuerza de deformación y su comportamiento mecánico no lineal, la aponeurosis plantar resiste este colapso por medio de unos momentos. Realiza un momento dorsiflexor en el calcáneo que debe equilibrar el momento plantaflexor del peso corporal, GRF y momento del gastronemio y por otro lado realizara un momento plantaflexor en el antepié plantar que debe equilibrar el momento dorsiflexor de la fuerzas reactivas del suelo sobre la columna interna.

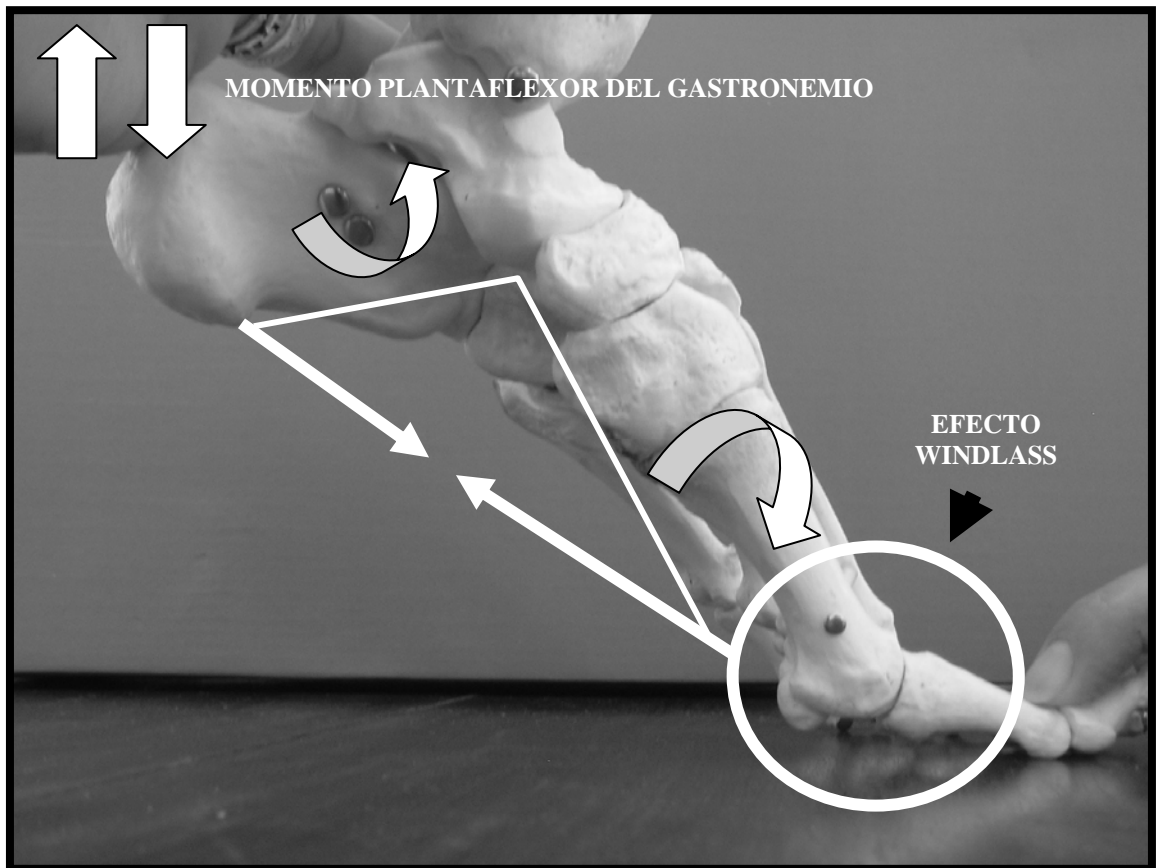


Según estudios in Vitro e in vivo, la sección ya sea parcial o total de la aponeurosis plantar tiene unos grandes efectos indeseables sobre la cinemática y cinética del pie.

El procedimiento quirúrgico como la fasciotomía plantar a largo plazo puede ocasionarle a un paciente una gran batería de signo y síntomas como por ejemplo un incremento de momentos pronadores que darían lugar a un aplanamiento del arco longitudinal interno, dolor en la zona dorsal del tarso, fascitis plantares proximales, clinodactilias, hallux limitus funcional, etc.

Durante la transición del apoyo medio e inicio del periodo propulsivo, el COM sufre un desplazamiento anterior de forma fisiológica, dicho adelantamiento hace que se incremente la magnitud de fuerza reactiva del suelo en el antepié plantar y falanges proximales, sobre todo del primer radio, lo cual provocara un incremento del momento dorsiflexor en el antepié. A éste momento dorsiflexor hay que unirle el momento plantaflexor que la contracción del gastronemio realiza sobre el calcáneo, dichos acontecimientos ocasionaran un colapso en la columna interna durante el periodo propulsivo. Esto es lo que se presenta en la practica clínica en aquellos pacientes que tienen un equino funcional de tobillo, donde el incremento tan notable de tensión en el gastronemio provoca un gran momento dorsiflexor del antepié sobre el retropié, causando un pie plano por equino del gastronemio.

Por lo que, en condiciones fisiológicas, donde encontremos una posición del eje de rotación subtalar normal, la fascia plantar realizara por medio del mecanismo de Windlass un momento plantaflexor en el antepie y momento dorsiflexor en el retropié.



Dicho mecanismo de Huidlas fue descrito por Hicks en su artículo, el cual demostró que una flexión dorsal de la primera articulación metatarsofalangica provocaba un aumento del arco del pie y otros efectos como rotación externa de la tibia, aumento de la tensión facial dérmica en la planta del pie, etc.

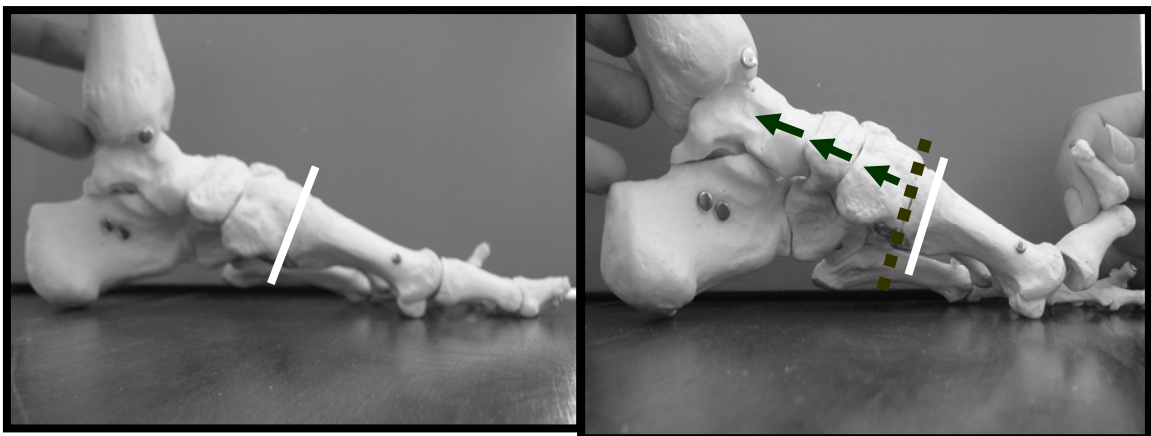
Diversos autores han escrito sobre la importancia de este mecanismo. Dananberg et al por medio del modelo de facilitación en el plano sagital, mantienen la idea de que para un correcto funcionamiento del arco o para evitar un colapso de la columna interna, es necesaria un correcta dorsiflexion metatarsofalangica o tercer roker.

Hasta ahora hemos estado hablando desde un plano más o menos sagital respecto a la mecánica de la fascia plantar, el motivo recae en que cualquier modelo explicativo que razone lo que represente de una forma amena y sencilla es correcto.

Este modelo de Huidlas monoplanar que hemos utilizado para explicar la función de sostén de los arcos plantares de la fascia plantar, en realidad, no deja de ser un modelo triplanar.

Por ejemplo, durante el periodo propulsivo, el primer radio realiza un desplazamiento posterior y plantar en su extremo distal y un desplazamiento posterior y dorsal en su extremo proximal. Mientras que el momento reactivo del suelo proporcional al centro de masas en magnitud, sea mayor que el momento plantaflexor que realiza la fascia en el periodo propulsivo sobre el complejo glenosesamideo acompañado del momento flexor muscular, el momento dorsiflexor de la primera articulación se manifestará. Como hemos comentado anteriormente, durante esta situación, en la cual el primer radio se desplaza posteriormente, los huesos proximales a la base del primer meta debe apartarse de dicho recorrido, por lo que tanto la primera cuña y escafoides tienen que realizar un movimiento proximal el cual se traduce en un movimiento de inversión sobre la articulación subtalar.

Dicho esto ponemos de manifiesto que el mecanismo de Windlass realmente es un mecanismo triplanar aunque para una mejor comprensión del mismo utilizemos el plano sagital como modelo explicativo.



FASCITOMIA PLANTAR: “Efectos cinéticos y cinemáticos”

Numerosos estudios demuestran y confirman que la fasciotomía plantar como alternativa en el tratamiento de la fascitis plantar debe ser tomada en cuenta antes de realizar dicho procedimiento quirúrgico, ya que, son numerosos los acontecimientos patomecánicos que se instauran en el pie. La bibliografía consultada recomienda el uso de la fasciotomía como última elección terapéutica para la fascitis plantar. En casos de fascitis plantares crónicas y rebeldes a los tratamientos conservadores, se recomienda no seccionar más del 30%-40% del total de la fascia y el abordaje quirúrgico vía endoscopia.

Algunos de los efectos adversos que se manifiestan en el pie y que causan una serie de anomalías biomecánicas se muestran a continuación.

A) APLANAMIENTO PROGRESIVO DEL ALI.

- **Resultados estudio de Cheung et al.**

Resumen: La liberación total y parcial de la fascia plantar puede aumentar la altura del arco, pero no necesariamente causar colapso total del arco del pie aun con disección adicional del ligamento largo plantar. Liberación operativa de la fascia plantar fue comprometida por el aumento de tensión de los ligamentos plantares y tensión intensificada en el mediopié y huesos metatarsales.

La redistribución de carga entre los huesos metatarsales centralizados y el alivio de stress (tensión) focal en la inserción calcaneal fueron precedidos con fasciotomías de diferentes tipos. Conclusiones: el modelo FE sugirió que la liberación de la fascia plantar puede proveer alivio de stress (tensión) focal, y de ahí que puede aliviar el dolor de talón asociado. Sin embargo, estos procedimientos operativos pueden poner en riesgo la estabilidad del arco, y clínicamente pueden producir dolor de mediopié dorso lateral. La estrategia inicial para el tratamiento de fasciitis plantar NO debería ser operativa.

Resultados: La liberación de fascia plantar fue encontrada como causante de efecto mínimo en redistribución de presión plantar. Hubo un aumento general de presión de pico en el antepié y una disminución en el pie trasero de hasta 19.7 % y 8.4 %, respectivamente, con liberación secuencial de la fascia plantar comenzando en 40 % de sección media (Figura 3, A). Esta redistribución de presión fue probablemente un resultado del pie aplanado y pronado, que aumento el porcentaje de porte de carga de mediopié y medio antepié. Con la fascia intacta, un 31.3 %, 8.9 %, y 59.8 % de fuerzas totales fueron sostenidas por el antepié, mediopié, y retropié, respectivamente (Fig. 3 B). Con liberación media del 20 % y 40 % de la fascia plantar, aumentos leves de hasta el 2 % en fuerza total en regiones de pie trasero y antepié y una disminución de menos del 3 % en el mediopié fueron predichos. Comenzando por un medio de liberación del 60 %, hubo un cambio en el porcentaje de porte de carga del antepié y pie trasero al mediopié. Con liberación completa facial, alrededor de un 4.4 % de aumento en porcentaje de fuerzas de porte total en el mediopié fue predicho, y fue acompañado con un 2.6 % y 1.8 % de disminución en el antepié y pie trasero, respectivamente (Fig. 3B).

La altura de arco no-deformada del sujeto y del modelo en un estado descargado fue de 55 mm, midiendo desde la corteza medio navicular al soporte de tierra. La altura de arco medida se redujo a 46 mm durante el equilibrio estando de pie, correspondiendo a una disminución del 16.3 %. El modelo predijo un 18.9 % de disminución en altura de arco ofreciendo una deformidad de altura de arco de 44.6 mm durante el equilibrio de pie-simulado. El modelo FE predijo 10.4 mm y 15.1 mm de deformación de arco con rigidez de fascia normal y con fasciotomía, correspondiendo a una disminución del 45 %. Comparado a la condición intacta de la fascia (Figura 4), la altura del arco medio disminuyo hasta 6 mm desde la liberación media de fascia del 20% a la liberación total de la fascia plantar y ligamento largo plantar.

Con una fascia intacta, la tensión total (150 N) de la fascia durante el equilibrio al estar de pie fue de aproximadamente 42.9% del peso corporal aplicado y correspondió a tensión maximal de 0.3% (Figura 5), concordando con las medidas experimentales de literatura. La tensión máxima de la fascia plantar disminuyó 0.04%, 0.03%, y 0.08%, respectivamente, con liberación media de la fascia plantar de 20%, 40% y 60%. Estas correspondían a disminuciones del 16.7%, 34.7% y 52%, respectivamente, en tensión total de la fascia plantar. Con liberación media secuencial de la fascia plantar, las tensiones maximales y totales de los ligamentos plantares generalmente aumentaron con la porción seccionada de fascia (Figura 5). Comparado a la condición intacta, la liberación total de la fascia resultó en un aumento de alrededor de 228%, 155%, y 72% en tensiones del largo plantar (105N), corto plantar (135N), y ligamentos spring (86N), respectivamente. Estos correspondieron a tensiones maximales de 1.6%, 1.1%, y 1.8%, respectivamente. Disección adicional de ligamentos largo plantares realzo la tensión total aumentada del corto plantar y ligamentos spring a 296% y 134%, respectivamente.

Con la condición de fascia intacta, picos de estresamiento von Mises de alrededor de 4.6 MPa fueron predichos en la superficie de medio-eje plantar del tercer metatarsal. Con liberación de carga media de fascia del 20%, hubo un aumento en estresamiento maximal von Mises en los medio-ejes plantares de segundo y tercer metatarsal a valores de 6.3 MPa y 6.7 MPa, respectivamente. Con liberación media de la fascia del 40%, picos de estresamiento von Mises en el medio-eje plantar del tercer metatarsal se intensificaron, y un aumento notable en estresamiento en el medio-eje dorsal del segundo metatarsal fue predicho. Con liberación media de la fascia del 60%, y completa hubo un cambio de pico de estresamiento metatarsal desde el tercer metatarsal al medio-eje dorsal del segundo metatarsal. El correspondiente pico de estresamiento von Mises de alrededor de 4.9 MPa y 5.6 Mpa, respectivamente, fueron predicho en el medio eje

dorsal del segundo metatarsal. Disección adicional del ligamento largo plantar cambio el pico de estresamiento von Mises al medio eje del cuarto (8.1 MPa) y tercer (5.8 MPa) metatarsales.

Discusion: La liberación de fascia plantar parcial o total puede aliviar el estresamiento calcaneal y metatarsal y los síndromes dolorosos de talón de la fasciitis plantar. Sin embargo, la reducción de rigidez de la fascia plantar puede tener un impacto significativo en la estabilidad de arco, resultando en un arco longitudinal mas deformable y pie pronado. Mas aun, la compensación de los ligamentos plantares puede conducir a un fallo de tensión del spring, largo y corto ligamentos plantares, que son los mas longitudinalmente alineados. Aunque los efectos a largo plazo de tensión aumentada de ligamentos intrínsecos no pueden predecirse, puede ser especulado que las estructuras ligamentosas plantares envueltas pueden remodelarse con la exactitud aumentada y conducir a degradación mayor de la estabilidad de arco. La tensión aumentada de los ligamentos plantares y el estresamiento en el área de conexión de los ligamientos plantares inferiores, en el cuboides, pueden causar fallo de estresamiento y dolor de mediopié lateral subsecuente. La predicción actual se conforma con el síndrome de dolor de pie lateral postoperatorio comúnmente observado, después de la fasciotomía.

Las complicaciones postoperatorias, como la fasciitis plantar aguda, síndrome de mediopié, y fracturas de estresamiento metatarsal serían mas dolorosas que el dolor de talón inicial. El modelo FE predijo que liberación operativa de fascia plantar del 40 % puede resultar en un aumento pronunciado aumentado en porte de carga de los huesos metatarsales centralizados, ligamentos plantares, y cápsulas articulares cuboidales asociadas.

El seccionamiento de la fascia plantar condujo a una reducción pronunciada de la altura del arco durante el porte de carga pero no necesariamente resulto en colapso total del arco del pie, aun con disección adicional de ligamentos largo plantares. Esto es similar a las observaciones en especímenes cadavéricos.

La redistribución de carga entre los huesos metatarsales centralizados fue predicha con diferentes tipos de fasciotomias; sin embargo, los efectos en la distribución de estresamiento en el hueso metatarsal individual no fueron sistemáticas en naturaleza y probablemente dependían del estado de compartir carga de los huesos adyacentes en respuesta a la proporción disecada de fascia plantar. De las predicciones FE, el estresamiento en los metatarsales centralizados, especialmente el segundo y tercero, se intensificaron con la liberación de fascia plantar. Resulto ser sabido que la fascia plantar era una estructura importante para mantener la distribución de estresamiento uniforme entre los cinco metatarsales. El daño o seccionamiento de la fascia pueden alterar esta función y conducir a concentración de estresamiento metatarsal. Usando un modelo Bi-dimensional FE, Gefen predijo un aumento de estresamiento metatarsal y una disminución de la altura de arco con fasciotomía. El reporte que el retiro de la fascia elevaba la compresión de estresamiento dorsal hasta el 65 % y sugirió que la fascia plantar tenía un papel en el alivio de estresamiento metatarsal.

Si la fasciotomía fuera necesaria para aliviar el síndrome de dolor de talón, es recomendada la liberación parcial de fascia de menos del 40%.

- **Resultados estudio de Sharkey et al.** Resumen: *Medimos los efectos de fasciotomía plantar en dos instantes de la fase de apoyo terminal de marcha. Mediciones radiológicas de la altura del arco, longitud base del arco, y ángulo talo primer metatarsal fueron usadas para determinar las contribuciones de soporte de arco hechas por la fascia plantar, tibialis posterior, peroneus longus y brevis, y músculos flexores digitales. La fasciotomía completa causó un colapso significativo del arco en el plano sagital. En apoyo terminal temprano, en el instante luego del despegue de talón, la altura promedio del arco disminuyó de 47 a 45 mm. En apoyo terminal tardío, en el instante precedente al golpe*

de talón contralateral, la altura promedio del arco disminuyó de 46 a 43. Efectos de la división de banda central, aunque significantes, fueron suaves. La longitud media – base del arco aumentó de 163 a 167 mm en ausencia de contracción tibialis posterior en fase terminal. La habilidad de soporte del arco de otros músculos extrínsecos fue insignificante.

Resultados: La fasciotomía total o la división de la banda central entera redujeron significativamente la tensión en Aquiles requerida para alcanzar la fuerza de reacción de tierra-objetivo en LTS. La altura de arco promedio (para todos los grupos de músculos y condición de fascia combinada) fue de 47 (+/- 9) mm en ETS y disminuyó a 46 (+/- 10) mm en LTS ($P < 0.001$). Sólo la fasciotomía plantar total (TF) causó al arco caer significativamente más de lo que lo había hecho bajo simulaciones de carga normal. En ETS después de la fasciotomía total (TF), la altura de arco cayó de 47 (+/-10) mm (LOD) a 45 (+/-10) mm ($P < 0.001$). En LTS, el arco cayó de 46 (+/-10) mm a 43 (+/- 10) mm ($P < 0.001$). Los flexores plantares extrínsecos y los músculos estabilizadores del pie están relativamente inactivos durante el apoyo en dos piernas, activados sólo ocasionalmente para mantener la postura y corregir la postura (el bamboleo). Esta carencia de actividad muscular importante hace que la fascia plantar se convierta en el tejido suave predominante contra el colapso del arco durante el estar de pie. En ésta posición, la función de la fascia plantar es aumentada por los ligamentos plantares y spring.

Durante el apoyo de pie aplanado, la fricción entre el suelo y el pie puede sólo asistir a mantener la conformación del arco.

Durante la condición ambulatoria, las fuerzas internas en el tobillo y mediopié son más grandes que el peso corporal debido a las acciones combinadas de los flexores plantares extrínsecos y músculos estabilizadores del pie. Durante el apoyo terminal, el gastrocsoleus, tibialis posterior, peroneus brevis, peroneus longus, músculos FHL, y músculos FDL están todos activos. Durante éstos períodos la fascia plantar puede también acarrear una carga mayor en aumento. Como

fue demostrado por Thordarson, la dorsiflexión de los dedos activa el mecanismo Windlass, primero descrito por Hicks, que sitúa gran tensión en la fascia y bloquea su habilidad de estabilizar y soportar al arco. Thordarson et al. Examinaron las contribuciones musculares al soporte de arco longitudinal en pies de cadáveres posicionados con el tobillo en neutro y 10° de dorsiflexión. Encontraron al posterior tibialis como el músculo más efectivo y consistente en soporte de arco extrínseco, aunque sus contribuciones fueron relativamente pequeñas comparadas con aquellas de la fascia plantar tensada por dorsiflexión de los dedos.

Nuestros resultados, en conjunto con los de estudios previos, sugieren que la división de fascia plantar (posiblemente sólo la división de la banda central) o ruptura pueden conducir a complicaciones a largo plazo en cualquier parte del pié, Los cambios en la conformación del arco causados por la fasciotomía parcial son pequeños, lo que tal vez cuente para un veredicto favorable en estudios a corto plazo. A la luz de los hallazgos de Daly et al. Sin embargo, un compromiso quirúrgico de fascia plantar puede (en el tiempo) conducir a pies planos progresivos causados por la tensión añadida ubicada sobre el músculo tibialis posterior y refrenamiento de ligamentos secundarios. Aunque los cambios en conformación de arco observados en éste estudio son pequeños, cualquier cambio de lo normal puede ser suficiente para precipitar una cascada de eventos que eventualmente conducen al pie plano acompañado de dolor.

B) AUMENTO DE TENSION EN LIGAMENTOS PLANTARES

Resultados de estudio de Cheung et al: *La tensión máxima de la fascia plantar disminuyo 0.04%, 0.03%, y 0.08%, respectivamente, con liberación media de la fascia plantar de 20%, 40% y 60%. Estas correspondían a disminuciones del 16.7%, 34.7% y 52%, respectivamente, en tensión total de la fascia plantar. Con liberación media secuencial de la fascia plantar, las tensiones maximales y totales de los ligamentos*

plantares generalmente aumentaron con la porción seccionada de fascia (Figura 5). Comparado a la condición intacta, la liberación total de la fascia resulto en un aumento de alrededor de 228%, 155%, y 72% en tensiones del largo plantar (105N), corto plantar (135N), y ligamentos spring (86N), respectivamente. Estos correspondieron a tensiones maximales de 1.6%, 1.1%, y 1.8%, respectivamente. Disección adicional de ligamentos largo plantares realzo la tensión total aumentada del corto plantar y ligamentos spring a 296% y 134%, respectivamente. Entre las cuatro liberaciones de fascia plantar, la media liberada del 60% de fascia produjo las tensiones mayores y tensiones totales del ligamento spring. Sin embargo, la diferencia mayor en tensión total del ligamento spring entre los cuatro tipos de fasciotomía fue solo del 10%. Con laceración y reseccionamiento de esta importante estructura, otras estructuras ligamentosas contribuirán a estabilizar éste papel (rol). De las predicciones de FE, había un tremendo efecto de carga compartida en los ligamentos plantares con diferentes grados de seccionamiento en la fascia plantar. La liberación total de la fascia resulto en un aumento pronunciado en tensión extensible maximal de los ligamentos largo plantares, seguido de los ligamentos spring y corto plantar.

La tensión ligamentosa predicha FE, estuvo de acuerdo cuantitativamente con el hallazgo experimental, y la desviación en mediciones de tensión entre acercamientos experimentales y computacionales seria un resultado de la naturaleza variable del equipo de medición, posición, y alineación de medida y fuerza estructural individualizada.

De la predicción FE, las tensiones maximal y total de los ligamentos plantares largo y corto, experimentaron un aumento general con seccionamiento secuencial de la fascia. Un aumento pronunciado en tensión total y maximal fue predicho pero las diferencias entre las cuatro liberaciones faciales fueron pequeñas. La liberación de fascia plantar puede, de ahí, estirar demasiado los ligamentos plantares y cápsulas de articulación asociadas, que pueden conducir a dolor de mediopié subsecuente.

C) AUMENTO STRESS METATARSAL

- **Resultados de estudio de Cheung et al:** *El modelo simulaba la posición y condición de carga del pie en dos instantes; temprano en el apoyo terminal inmediatamente luego del despegue del talón y tardío en apoyo terminal justo precediendo al golpe de talón contralateral.*

Cortando la media mitad de la banda central facial plantar aumentó significativamente la presión pico debajo de las cabezas metatarsales pero tuvo un efecto pobre en presiones de otras regiones del antepié o en la presión y carga del segundo metatarsal. Dividiendo la banda central entera o liberando completamente la fascia plantar del calcáneo, tuvo un mayor efecto y causó elevaciones significantes en la presión plantar y fuerza de los dedos a debajo de las cabezas metatarsales. Estas elevaciones fueron acompañadas de aumentos de presión significantes y curva en el segundo metatarsal. La fasciotomía completa aumentó la magnitud de la tensión en el aspecto dorsal del segundo metatarsal en más del 80%, sugiriendo que la liberación o ruptura de fascia plantar acelera la acumulación de daño fatiga en éstos huesos. La alteración de la carga de antepié puede ser una complicación potencial de fasciotomía.

Cargar el pie en LTS produce una notable mayor tensión dorsal ($P < 0.001$), momento de torcedura plantar-a-dorsal ($P < 0.005$), y carga axial ($P < 0.003$) en el segundo metatarsal que la carga del pie en ETS. Comparados con la condición intacta, la división de la mitad media de la banda central de la fascia plantar no resultó en cambio significativo del espécimen intacto, en tensión de segundo metatarsal (Fig.5), momentos de torcedura (Tabla 5), o carga axial (Tabla 5).

El seccionamiento parcial de la banda central de la fascia plantar produjo solo cambios suaves en la distribución de la presión plantar, pero el dividir la banda central completamente o la liberación completa

de la fascia plantar entera causó mayores aumentos en presión pico y fuerza debajo de las cabezas metatarsales en apoyo terminal temprano y tardío, y disminuyó éstos mismos parámetros debajo de los dedos. Al mismo tiempo, la tensión dorsal, la tensión media y los momentos de torcedura plantar-a-dorsal en el segundo metatarsal fueron notablemente elevados. Sobre todo, éstos cambios indicaron un mayor traslado en el porte de carga desde los dedos a las cabezas metatarsales y sugirieron que la fasciotomía plantar o ruptura, puede precipitar nuevos problemas en el antepié.

Encontramos que después de la liberación de la fascia plantar la magnitud de la tensión dorsal excedió los límites psicológicos de seguridad de 2000 a 3000. In vivo, la tensión de ésta magnitud es probable que acelere la tasa de acumulación de daño en el hueso, posiblemente conduciendo a metatarsalgia. Si el daño causado por la tensión aumentada o la frecuencia aumentada de carga acumula más rápido de lo que puede ser reparada por remodelaje, puede escalar hasta la fractura por estresamiento. Similarmente, la magnitud de tensión y frecuencia de carga deben ser responsables de microtrauma a fibras colágenas de la fascia plantar que resulta en fasciitis plantar. Debido a que la fascia plantar y los metatarsales están mecánicamente unidos, la fasciitis plantar puede ser una indicación de que los metatarsales también están experimentando daño de fatiga. Nuestros resultados indican que la fasciotomía plantar puede exacerbar el daño de fatiga metatarsal incrementando las tensiones pico en éstos huesos. La fractura por estresamiento no es una complicación informada de la liberación de fascia plantar pero el desarrollo de mediopié y dolor en antepié, ocurren. Nuestros resultados indican que la fasciotomía plantar o ruptura altera extremadamente el entorno de carga del antepié y segundo metatarsal. Aunque la liberación facial plantar parcial más que la completa resta controversia, el uso de división limitada restringido al tercero medial de la fascia está aumentando. Medimos solamente cambios menores en carga de antepié luego de la división parcial de la

banda central, indicando que una división limitada puede ser más segura, pero el variable alivio efectivo de dolor de talón puede necesitar ser equilibrado contra los cambios post-operatorios no deseados en el antepié y otros sitios. Las consecuencias biomecánicas de la fasciotomía o ruptura deben de ser reconocidas cuando se consideran las modalidades de tratamiento, intervención quirúrgica y rehabilitación.

- **Resultados estudio de Hamel et al:** Objetivo: *La meta de éste estudio era el medir y comparar las contribuciones relativas de los flexores extrínsecos del dedo, y la fascia plantar para la distribución de fuerza propicia y resistencia de carga durante el apoyo terminal.*

Durante el apoyo terminal y porciones pre-oscilantes del ciclo de marcha, los dedos y antepié están en contacto con el suelo, y soportan el peso del cuerpo. La fuerza de reacción de tierra resultante, nacida del antepié y dedos, es transmitida a través de las estructuras del pie que comprenden y soportan al arco longitudinal. La contracción de los músculos flexores digitales, permite a los dedos aguantar una porción de ésta carga y resistir el momento de dorsiflexión impuesto por el suelo, en las articulaciones metatarsofalangicas. Hicks propuso que la acción de “cogerse” de los dedos durante el apoyo tardío, es atribuible a los músculos flexores del dedo y al mecanismo Windlass, actuando conjuntamente. Mann y Hagy también hipotetizaron que la función del dedo durante ésta fase de marcha, tiene un componente contributivo activo por los músculos flexores del dedo, y un componente contributivo pasivo, por la fascia plantar. La importancia de éstos dos mecanismos y sus contribuciones relativas a la flexión del dedo y a la fuerza compartida entre el antepié y los dedos, no es conocida. La aponeurosis plantar es una gran banda de tejido de conexión que se origina proximalmente en la tuberosidad calcaneal y se inserta distalmente en las falanges proximales vía la almohadilla plantar. Durante el apoyo terminal, la fascia plantar forma la base o miembro

de tensión de un entramado, y ayuda a mantener al arco medio longitudinal del pie. Debido a que la fascia plantar se inserta en la base de las falanges proximales, es empujada alrededor de las cabezas metatarsales y se tensa a medida que los dedos son dorsiflexados progresivamente durante el final de la fase de apoyo. Como resultado directo de la dorsiflexión del dedo, la tensión es desarrollada en la fascia plantar, ayudando a mantener la rigidez del arco longitudinal. Lo opuesto también es verdad, en cuanto a que éste mecanismo Windlass ejerce un momento de plantarflexión en la articulación metatarsofalángica, para flexionar pasivamente los dedos y contrarrestar el momento de dorsiflexión inducido por la fuerza de reacción de tierra.

Discusión: La ausencia de actividad flexora digital y la fasciotomía plantar tienen efectos similares en la distribución de la presión plantar. En ambos casos, el área de contacto plantar y fuerza de contacto bajo los dedos disminuyó notablemente, mientras que las fuerzas de contacto aumentaron en la región metatarsal. El área de contacto total y la fuerza de contacto sobre el antepié completo no se vieron afectadas por las condiciones experimentales, indicando que el efecto primario es la redistribución del área de contacto y fuerza desde los dedos a la región metatarsal.

La fascia plantar no sólo parece aplicar un momento de flexión en el dedo vía el mecanismo windlass, también posibilita a los flexores extrínsecos del dedo a operar de forma más efectiva. Debido a su inserción en las falanges proximales, ayuda a prevenir la dorsiflexión excesiva de articulaciones metatarsofalangicas. En ausencia de fascia plantar intacta, si se pensiona a los tendones flexores extrínsecos que se insertan en el lado más distal de las falanges, se produce dorsiflexión espontánea en las articulaciones metatarsofalangicas, resultando en un engarzamiento de los dedos. Esta configuración causa a los dedos a perder su ventaja mecánica, y la fuerza debajo del pie es transferida más proximalmente a la región metatarsal.

Los datos de éste estudio no solo muestran que el área de contacto y fuerza, son transmitidas a la región metatarsal cuando la función del dedo es interrumpida, sino que la distribución de presión en la región metatarsal en ausencia de flexores digitales y después de la fasciotomía, es diferente. Después de la fasciotomía, los aumentos en presión pico ocurren debajo de las cabezas del segundo al quinto metatarsales y no del primero, sugiriendo que la carga debajo del antepié fue transferida lateralmente. Tal cambio, no fue visto en la ausencia de actividad de los flexores extrínsecos, cuando las presiones pico debajo de las cabezas de los tres metatarsales laterales no aumentó.

Una explicación potencial de éste cambio lateral puede ser el mecanismo de engranaje variable, propuesto por Bojsen Moller. Ya que el segundo metatarsal es característicamente el más largo, Bojsen Moller sugirió que la largada puede ocurrir alrededor de uno de los dos ejes: uno transverso, o eje de engranaje-alto, cruzando las cabezas del primer y segundo metatarsal; o uno oblicuo, o eje de engranaje-bajo, que cruza la sección a través de la cabeza del quinto metatarsal. En éste estudio, para las condiciones de intacto y sin flexores digitales, el pie pareció utilizar el eje transverso. Sin embargo, con la fascia plantar separada, la carga pareció cambiar al eje oblicuo (Fig.4). Es posible que la estabilidad brindada al arco longitudinal a través de la fascia plantar sea necesaria para asegurar suficiente rigidez en el pie, para una eficiente largada a través del eje transverso. Sin una fascia plantar intacta, la carga aparentemente es transferida al eje oblicuo, por defecto.

Después de fasciotomía, el pie parece alargarse, al colapsarse el arco longitudinal. Intuitivamente, parecería ser que tal alargamiento aumentaría el momento aplicado al tobillo, por la fuerza de reacción de tierra y así, lo requiere la fuerza de Aquiles para interactuar. Los datos revelan un efecto opuesto, indicando que, independientemente de éste colapso, el pie está cargando al eje de engranaje-bajo (que tiene un momento de armado, corto.). La reducción de fuerza de

Aquiles grabada en éste experimento fue de aprox. 9%, similar a la diferencia entre los momentos de armado de engranajes bajo y alto, calculados por Bojsen Moller. Esto puede explicar el cambio de tensión metatarsal, visto por Donahue y Sharkey luego de fasciotomía plantar, como un cambio desde el eje de carga de engranaje-alto al eje de carga de engranaje-bajo.

La fascia plantar parece tener varios roles. Primero estabiliza el arco longitudinal aplicando tensión a lo largo de la base del arco y cerrando las articulaciones medio tarsales. Segundo, actuando por mecanismo windlass, aplica un momento de flexión al dedo y posibilita a los dedos para proveer más efectiva fuerza dirigida plantarmente y así portar la carga durante la largada. Finalmente, posibilita locomoción más eficaz dirigiendo la transmisión de fuerza durante la ambulación normal por el eje de carga de engranaje-alto, cruzando las cabezas del primer y segundo metatarsal.

D) SINDROME DE COMPRESION DORSAL TARSAL

El aumento de la elongación de la fascia plantar y la disminución de la tensión aponeurótica en las fases de apoyo medio y periodo propulsivo, hacen que la fascia sea incapaz de proporcionar un equilibrio de momentos sobre las fuerzas externas como las fuerzas reactivas del suelo y el peso corporal.

El aumento de la tensión (momento planta flexor en calcáneo) que transmite el tendón de aquiles en la fase de apoyo medio y sobre todo en periodo propulsivo, asociado al incremento de la fuerza reactiva del suelo proporcional al traslado del centro de masas sobre el antepié (momento dorsiflexor), ocasionan que el antepié dorsiflexione sobre el retropié con el consecuente colapso del ALI e incremento de las fuerzas de compresión en el mediopié dorsal, posiblemente como mecanismo antipronatorio de origen óseo.

CONCLUSIONES

Las propiedades de una fascia plantar intacta son fundamentales para un correcto funcionamiento del pie en condiciones de carga.

Como hemos visto cualquier factor tanto intrínseco como extrínseco que evite un fisiológico funcionamiento de la aponeurosis plantar resultará en una batería de disfunciones para el pie y la extremidad inferior de consecuencias irreversibles para la biomecánica del pie.

Conocer de forma razonada la mecánica de una fascia plantar intacta nos ayudará a conseguir una mejor aproximación al diagnóstico clínico y tratamiento ya sea ortopodológico como quirúrgico de la fascitis plantar.

En definitiva, el objetivo del abordaje ortopodológico debe de ir encaminado a controlar los factores predisponentes por medio de medidas ortopédicas u otras como control dietético, mejora del gesto deportivo, plan de ejercicios de estiramiento, etc....

El uso de ortesis plantares se puede clasificar como una alternativa terapéutica efectiva pero siempre combinada con otra serie de actuaciones como tratamiento rehabilitador y/o fisioterapéutico, control de la planificación del entrenamiento, etc.

BIBLIOGRAFÍA

1. E. Fuller: *The Windlass Mechanics of the Foot. "A Mechanical Model to Explain Pathology"* *Journal American Podiatric Medicine Association* 90 (1): 35-46, 2000
2. Eric A. Fuller: *Center of Pressure and its Theoretical Relationship to Foot Pathology.* *JAPMA.* 89 (6): 278-291, 1999
3. Kirby, KA: *Foot and Lower Extremity Biomechanics: A Ten Year Collection of Precision Intricast Newsletters, Precision Intricast, Inc, Payson, Arizona, 1997.*
4. Kirby, KA: *Foot and Lower Extremity Biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, Precision Intricast, Inc, Payson, Arizona, 1997-2002.*
5. Kevin Kirby. " *Rotational Equilibrium Across the Subtalar Joint Axis* ". *JAPMA.* Volumen 79, Numero 1. January 1989
6. Kevin A .Kirby: *Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function.* *JAPMA* 91(9): 465-487, 2001.
7. Finn Bojsen-Moller: *Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off.* *JOURNAL ANATOMY* 129(1): 165-176, 1979.
8. Hicks JH: *The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch.* *Journal of Anatomy* 88: 225-231. 1954
9. C.J. Nester. *Review of literature on the axis of rotation at the subtalar joint.* *The Foot* (1998) 8, 111-118.
10. Howard J. Dananberg. " *Sagital Plane Biomechanics* ". *JAPMA.* Volumen 90, numero 1. Enero 2000.
11. Howard J. Dananberg. " *Functional Hallux Limitus and Its Relationship To Gait Efficiency* " ". *JAPMA.* Volumen 76, numero 11. Noviembre 1986.
12. Howard J. Dananberg. " *Gait Style as an Etiology to Chronic Postural Pain. Part I. Functional Hallux Limitus.* *JAPMA.* Volumen 83, numero 8. Agosto 1993

13. Howard J. Dananberg. " *Gait Style as an Etiology to Chronic Postural Pain. Part II. Postural Compensatory Process.* JAPMA. Volumen 83, numero 11. Noviembr 1993
14. G F Kogler et al : *Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot Orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain.* Clinical Biomechanics. Vol 11, 5, 243-252. 1996
15. G F Kogler et al: *The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis.* JBJS. Vol 81 A, 10, 1403-1413. October 1999.
16. G F Kogler et al: *The effect of heel elevation on strain within the plantar aponeurosis: in vitro study.* Foot & Ankle Int: Vol. 22, 5, 433-439. May 2001.
17. Yuki Tochigi: *Effect of arch on ankle-subtalar complex instability: a biomechanical experimental study.* Foot & Ankle Int. Vol 24, 8, 634-639. August 2003.
18. H B Kitaoka et al: *Mechanical Behavior of the foot and ankle after plantar fascia release in the unstable foot.* Foot & Ankle Int. Vol 18, 1, 8-15. January 1997.
19. H B Kitaoka et al: *Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading.* Foot & Ankle Int. Vol. 16, 8, 492- 499. August 1995.
20. H B Kitaoka et al : *Material Properties Of the Plantar Aponeurosis.* Foot & Ankle Int. Vol. 15, 10, 557-560. October 1994.
21. Cheung et al: *Consequences of Partial and Total Plantar Fascia Release: A Finite Element Study.* Foot & Ankle Int. Vol 27, 2, 125-132. February 2006
22. A J Hamel et al: *Contributions of Active and Passive Toe Flexion to Forefoot Loading.* Clinical Orthop. N° 393, 326-334. December 2001.
23. R F Ker et al: *The spring Ligament in the arch of the human foot.* Nature Vol 325, 8, January 1987.
24. A Gefen et al: *Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait.* Gait and Posture 15 (2002) 56-63
25. A Gefen et al: *The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking.* Foot & Ankle Int. Vol. 24, 3, 238-244. March 2003.
26. V L Guiddings et al : *Calcaneal loading during walking and running.* Official Journal of the American College of Sports Medicine. July 1999
27. G Pfeffer et al: *Comparasion of custom and prefabricated orthosis in the initial treatment of the proximal plantar fasciitis.* Foot & Ankle Int. Vol. 20, 4, 214-221, April 1999.

28. D B Thordarson et al: *Effect of partial versus complete plantar fasciotomy on the windlass mechanism. Foot & Ankle Int. Vol. 18, 1, 16-20. January 1997.*
29. N A Sharkey et al: *Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: Part I- Disruptions in longitudinal arch conformation. Foot & Ankle Int. Vol. 19, 12, 812-820. December 1998.*
30. N A Sharkey et al: *Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: Part II- Alterations in forefoot loading. Foot & Ankle Int. Vol. 20, 2, 86-96. February 1999.*
31. B A Erdemir et al: *Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. JBJS Vol 86-A, 3, 546-552. March 2004.*
32. R E Carlson et al: *The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. Foot & Ankle Int. Vol 21, 1, 18-25, January 2000.*
33. B M Nigg: *The role of impact forces and foot pronation: A new Paradigm. Clinical Journal Of Sport Medicine. Vol 11, 1, 2-9, 2001.*
34. E D Ward: *In vivo forces in the plantar fascia during the stance phase of gait. JAPMA , vol 93, 6, 429-442, November 2003.*
35. Hsi WL, Lai JS, Yang PY. *In shoe pressure measurements with a viscoelastic heel orthosis. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80: 805-810.*
36. Goskea S, Erdemirb A, Petre M, Budhabhatti S, Peter R. Cavanagh. *Reduction of plantar heel ressure: Insole design using finite element analysis. Journal of Biomechanics 39 (2006) 2363-2370*
37. Esenyel M et al. *Kinetics of high heeled gait. JAPMA 2003; 93(1): 27-32*
38. Kogler GF et al. *The effect of heel elevation on strain within the plantar aponeurosis: In vitro study. Foot Ankle Int. 2001; 22(5): 433-439*
39. Lynch DM et al. *Conservative treatment of plantar fasciitis. A prospective study. JAPMA 1998; 88(8):375-80*
40. Martin JE et al. *Mechanical treatment of plantar fasciitis. A prospective study. JAPMA 2001; 91(2): 55-62*
41. Pfeffer g et al. *Comparision of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis .Foot Ankle 1999; 20(4): 214-221*

42. Kogler et al . *Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effects on plantar aponeurosis strain. Clin Biomech.* 1996; 11: 243-252
43. Kogler GF et al. *The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. JBJS Am* 1999; 81(10): 1403-13.
44. Yu-chun hsu, yih-wen gung: *Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress—A Finite Element Study. Annals of Biomedical Engineering.* Mayo 2008.