

Biomecànica de les lesions del tendó d'Aquil.les durant la pràctica de l'esport

Biomecánica de las lesiones del tendón de Aquiles durante la práctica del deporte

Yolanda Puentes Zamora

Laboratorio de Biomecánica. Facultad de Medicina. Universidad de Barcelona

Introducció

Es pretén estudiar els mecanismes de lesió del tendó d'Aquil.les durant la pràctica de l'esport. Aquest tendó és la zona anatòmica que transmet al peu tota la potència del tríceps sural: bessons i soli.

Aquesta zona anatòmica presenta problemes de sobrecàrrega que es tradueixen en dolor i impotència funcional per a l'esportista.

Es realitzarà un estudi estadístic de les lesions en els esports estudiats. Es pretén exposar alguns dels mètodes utilitzats actualment per a la investigació biomecànica de l'aparell flexor plantar del turmell. D'aquesta manera, es procurarà informació sobre els mecanismes susceptibles de lesionar el tendó d'Aquil.les durant la pràctica esportiva.

Es realitzarà la filmació d'alta precisió d'imatges de vídeo del gest esportiu i la seva digitalització per mitjà d'ordinador. Per a això es definirà el model biomecànic aplicat al tendó d'Aquil.les i l'integrarem en el software de l'ordinador, amb la qual cosa s'obtidran patrons de moviment susceptibles d'originar lesions en aquest tendó.

La investigació de base haurà de prosseguir unint els esforços de tots els professionals de la matèria (des dels fabricants de material esportiu, entrenadors, esportistes, metges, etc.) per aconseguir millorar la pràctica de l'activitat esportiva i fer-la més sana i segura.

Introducción

Se pretende estudiar los mecanismos de lesión del tendón de Aquiles durante la práctica del deporte. Dicho tendón, es la zona anatómica que transmite al pie toda la potencia del tríceps sural: gemelos y sóleo.

Esta zona anatómica, presenta problemas de sobrecarga, que se traducen en dolor e impotencia funcional para el deportista. Se realizará un estudio estadístico de las lesiones en los deportes estudiados.

Se pretende exponer algunos de los métodos utilizados en la actualidad para investigación biomecánica del aparato flexor plantar del tobillo.

De este modo se procurará información sobre los mecanismos susceptibles de lesionar el tendón de Aquiles durante la práctica deportiva.

Se realizará la filmación de alta precisión de imágenes de vídeo del gesto deportivo y su digitalización por medio de ordenador.

Para ello se definirá el modelo biomecánico aplicado al tendón de Aquiles y se integrará dicho modelo en el software del ordenador. Con lo que se obtendrán patrones de movimiento susceptibles de originar lesiones de dicho tendón.

La investigación de base, deberá proseguir aunando los esfuerzos de todos los profesionales de la materia, (desde los fabricantes de material de-

Estudi estadístic

El tendó d'Aquil.les té una importància cabdal en la cursa i el salt; arriba a transmetre una gran força i les seves lesions no són tan freqüents com es podria pensar en un primer moment.

L'estudi realitzat pel Futbol Club Barcelona durant les temporades 87-88 i 88-89 ens demostren:

En els equips d'handbol, amb un total de 57 jugadors no es va produir cap ruptura del tendó; només en 8 ocasions el jugador hagué d'efectuar repòs i abandonar momentàniament la competició.

Per tant, de 57 jugadors d'handbol, es produïren 50 lesions de peu i turmell i 8 lesions d'Aquil.les (16%).

En futbol, de 178 jugadors, 115 amb lesions de peu i turmell i 8 amb lesions d'Aquil.les (5,2%).

En bàsquet, amb 66 jugadors, hi hagué 79 lesions de turmell i 7 d'Aquil.les (8,8%).

En atletisme, 499 jugadors, 201 lesions de peu i turmell i 21 lesions d'Aquil.les (10,4%).

Model Biomecànic del Tendó d'Aquil.les

La força exercida pel grup flexor plantar està generada pels músculs bessons, el flexor llarg dels dits, tibial posterior, peroneus laterals curt i llarg, soli, plantar prim, etc.

El 1976 Murray i col.ls. realitzaren un estudi en funció de la secció muscular i la longitud dels braços dels moments musculars. Els gastrocnemis i el soli són els responsables del 80% de la força de flexió plantar total produïda durant la marxa.

Un dels objectius de la Biomecànica és la identificació del moviment humà i la seva quantificació de la manera més exacta possible. Això significa el mesurament del moviment realitzat i de les forces externes generades.

Per realitzar aquests mesuraments s'utilitzen dispositius externs, com plataformes de força per mesurar les resultants generades, plataformes de pressió per a la distribució de pressions, mesuradors d'angles per a la posició de les articulacions, filmació en video o en cinematografia per a l'anàlisi del moviment, acceleròmetres per al mesurament de les forces d'inèrcia, etc.

Basant-nos en les dades generades pel conjunt de mesuraments es pot descriure, per mitjà de paràmetres, el moviment realitzat. A partir del plantejament del moviment en qüestió es pot generar un model biomecànic que processarà els paràmetres, el moviment realitzat. A partir del plantejament del moviment en qüestió es pot generar un model biomecànic que processarà els paràmetres obtinguts anteriorment i donarà dades sobre les forces internes actants i les càrregues internes a què se sotmet el sistema estudiat.

portivo, entrenadores, deportistas, médicos, etc.), para conseguir mejorar la práctica de la actividad deportiva y hacerla más sana y segura.

Estudio estadístico

El Tendón de Aquiles tiene una importancia capital para la carrera y el salto, llega a transmitir una enorme fuerza, pero sus lesiones no son tan frecuentes como en un principio podría suponerse.

El estudio realizado en el Fútbol Club Barcelona durante las temporadas 87-88 y 88-89, nos demuestran:

En los equipos de balonmano, con un total de 57 jugadores, no se produjo ninguna rotura del tendón, sólo en 8 ocasiones el jugador hubo de efectuar reposo y abandonar momentáneamente la competición.

Por tanto en balonmano de 57 jugadores, se encontraron 50 lesiones de pie y tobillo, y 8 lesiones de Aquiles. 16%.

En fútbol se encontró de 178 jugadores, 115 con lesiones de pie y tobillo, 8 con lesiones de Aquiles. 5,2%.

En baloncesto de 66 jugadores, se encontraron 79 lesiones de tobillo, 7 lesiones de Aquiles. 8,8%.

En atletismo, de 499 jugadores, 201 lesiones de pie y tobillo, 21 lesiones de Aquiles. 10,4%.

Modelo biomecánico del tendón de Aquiles

La fuerza ejercida por el grupo flexor plantar está generada por los músculos gemelos, flexor largo de los dedos, tibial posterior, peroneos laterales corto y largo, sóleo, plantar delgado, etc.

Murray y col. en 1976, realizaron un estudio, en función de la sección muscular y la longitud de los brazos de los momentos musculares. Los gastrocnemios y el sóleo son los responsables del 80% de la fuerza de flexión plantar total, producida durante la marcha.

Uno de los objetivos de la Biomecánica es la identificación del movimiento humano y su cuantificación de la forma más exacta posible. Esto significa la medición del movimiento realizado y de las fuerzas externas generadas.

Para realizar estas mediciones se utilizan dispositivos externos, como plataformas de fuerza para medir las resultantes generadas, plataformas de presión para la distribución de presiones, medidores de ángulos para la posición de las articulaciones, filmación de video o en cinematografía para el análisis del movimiento, acelerómetros para la medición de las fuerzas inerciales, etc.

Basándose en los datos generados por el conjunto de mediciones, se puede describir por medio

A partir d'aquestes dades elaborades pel model processat es poden extreure conclusions per a l'aplicació pràctica en la compressió de mecanismes de lesió.

La dificultat principal no és l'adquisició de dades sinó l'avaluació de les forces musculars que actuen en un instant determinat, atès el desconeixement de la seva regulació nerviosa exacta per a l'exercici compensat de forces i la coordinació de la seva acció conjunta.

Hi ha un lema en biomecànica que estableix que és impossible el càlcul de forces musculars i càrregues articulars en un sistema que posseeixi més músculs per articulació que el nombre de graus de llibertat que té l'articulació.

Una ajuda per a la solució d'aquest problema és la utilització d'un electromiògraf que enregistri l'activitat muscular. Per desgràcia, els EMG només enregistren l'activitat però no aporten res sobre el valor de la força exercida pel múscul electromiografiat.

El primer punt a tenir en compte és el pràctic impediment de realitzar dues vegades un moviment idèntic, la qual cosa comporta la impossibilitat de predir quins músculs i amb quines forces van a realitzar aquest moviment.

Per exemple, per realitzar la mateixa força final sobre la flexió plantar es pot considerar que els bessons i el solí actuen a la vegada, però en un cas es pot suposar que el solí realitza un 10% de la força total i en el següent realitza un 20% de la mateixa força total. El resultat de flexió serà el mateix, però la càrrega sobre el genoll serà completament diferent ja que el solí s'origina a la tibia i els bessons en el fèmur.

La impossibilitat de conèixer la proporció de força aportada per cada múscul al moviment és el que dificulta el càlcul de forces i reaccions articulars. Per abordar el problema es procedeix a la simplificació del model de biomecànica plantejat.

Es pot eliminar l'activitat agonista-antagonista considerant l'actuació de solament un dels dos sistemes a la vegada.

Es pot eliminar l'activitat de músculs amb característiques comunes (per exemple inserció comuna) a la consideració d'un sol grup muscular, actuant com el conjunt. Es considera activitat el grup pel senyal EMG d'alguns components (els de major secció).

Amb les condicions anteriors, considerar l'actuació d'un sol grup muscular per a cada grau de llibertat de moviment de l'articulació a estudiar.

Una altra manera d'enfocar el problema és la indeterminació de les variables, tenint en compte les forces musculars que intervenen, en tot un grau d'aplicació. Aquest mètode només es pot aplicar en casos molt senzills però es pot, tanmateix, estudiar els límits crítics de forces i les possibles conseqüències. Això no obstant, es prescindeix de l'ob-

de paràmetres, el moviment realitzat. A partir del plantejament del moviment en qüestió, puede generarse un modelo biomecánico que procesará los parámetros anteriormente obtenidos y dará datos sobre las fuerzas internas actuantes y las cargas internas a que se somete el sistema estudiado.

A partir de estos datos elaborados por el modelo procesado, pueden extraerse conclusiones, para la aplicación práctica en la compresión de mecanismos de lesión.

La dificultad principal no estriba en la adquisición de datos, sino en la evaluación de las fuerzas musculares que actúan en un instante determinado, debido al desconocimiento de su exacta regulación nerviosa, para el ejercicio compensado de fuerzas y la coordinación de su acción conjunta.

Existe un lema en biomecánica que establece que es imposible el cálculo de fuerzas musculares y cargas articulares en un sistema que posea más músculos por articulación que el número de grados de libertad que posee la articulación.

Una ayuda para la solución de este problema es la utilización de un electromiógrafo que registre la actividad muscular. Por desgracia los EMG solo registran la actividad, pero no aportan nada sobre el valor de la fuerza ejercida por el músculo electromiografiado.

El primer punto a tener en cuenta es la práctica imposibilidad de realizar dos veces un movimiento idéntico, lo cual conlleva la imposibilidad de predecir qué músculos y con qué fuerzas, van a realizar dicho movimiento.

Por ejemplo, para realizar la misma fuerza final sobre la flexión plantar se puede considerar que los gemelos y el sóleo actúan a la vez, pero en un caso se puede suponer que el sóleo realiza un 10% de la fuerza total y en el siguiente que realiza un 20% de la misma fuerza total. El resultado de flexión será el mismo, pero la carga sobre la rodilla será completamente distinta, ya que el sóleo se origina en la tibia y los gemelos en el fémur.

La imposibilidad de conocer la proporción de fuerza aportada por cada músculo al movimiento, es lo que dificulta el cálculo de fuerzas y reacciones articulares. Para abordar el problema, se procede a la simplificación del modelo de biomecánica planteado. Se puede eliminar la actividad agonista-antagonista considerando la actuación de solo uno de los dos sistemas a la vez.

Se puede reducir un conjunto de músculos con características comunes (por ejemplo inserción común) a la consideración de un solo grupo muscular, actuando como el conjunto. Se considera activado el grupo por la señal EMG de algunos componentes (los de mayor sección).

Considerar con las condiciones anteriores, la actuación de un solo grupo muscular, para cada grado de libertad de movimiento de la articulación a

tenció de resultats amb un cert grau de precisió.

Aquest problema també pot ser abordat estudiant un model complex, tenint més músculs en consideració en augmentar el nombre de graus de llibertat considerats, en incloure més articulacions en el model. El problema està aleshores en l'adquisició de nombroses dades i esdevé extremament difícil.

Es pot introduir simplificacions d'àmbit "fisiològic", minimitzant per exemple l'actuació d'alguns músculs, o igualant l'actuació d'uns altres en funció de la seva secció, fent proporcional la força exercida a la secció avaluada. Tenint en compte aquestes limitacions es pot precedir al plantejament d'un model biomecànic, útil per a l'estudi del sistema en qüestió.

Per exemple, es pot plantejar el següent model per al tendó d'Aquil·les tenint en compte els següents paràmetres:

- El tendó d'Aquil·les passa a 48 mm de distància de l'eix de rotació del turmell.
- El 80% de la força flexora plantar es transmet a través del tendó d'Aquil·les.
- L'esforç màxim es produeix en iniciar l'enlairament del taló en el cicle de marxa.
- Es considera el turmell com una articulació d'un sol eix de gir.
- Es considera el peu un sòlid rígid.
- El moviment es limita al pla sagital.
- Es considera un grup muscular únic flexor plantar, que mai no actua simultàniament amb el seu antagonista, el grup extensor.
- Es considera el centre de pressió en aquest instant, situat en el cap del primer metatarsia, a 150 mm de l'eix de rotació del turmell.

Si es representa gràficament la força exercida pels flexors plantars com T, en la direcció i el sentit indicats, es produeix una reacció al recolzament sobre el terra, representat per R en direcció vertical.

La força resultant sobre el tendó d'Aquil·les serà el 80% de la força total Y i, plantejant l'equació d'equilibri, resultarà:

T = força flexora total

A = força sobre el tendó d'Aquil·les

$$T \cdot 0,048 - R \cdot 0,15 = 0$$

$$0,15$$

$$T = \frac{0,15}{0,048} \times R = 3,125 \times R$$

$$A = 0,8 R \times 3,125 = 2,5 R$$

Si el recolzament és estàtic, $R = W$, sent W el pes del cos.

$A = 2,5 W$ és a dir la força exercida pel tendó d'Aquil·les és igual a dues vegades i mitja el pes del cos, en recolzament monopodal estàtic.

$A = 2,5 W$ és a dir la força exercida pel tendó

estudiar.

Otra forma de enfocar el problema es la indeterminación de las variables, teniendo en cuenta las fuerzas musculares que intervienen, en todo un grado de aplicación. Este método, sólo se puede aplicar a casos muy sencillos, pudiéndose, sin embargo, estudiar los límites críticos de fuerzas y sus posibles consecuencias. Se prescinde, sin embargo, de la obtención de resultados con un cierto grado de precisión.

Este problema, también puede ser abordado, estudiando un modelo complejo, teniendo más músculos en consideración al aumentar el número de grados de libertad considerados, al incluir más articulaciones en el modelo. El problema, estriba entonces en la adquisición de numerosos datos que se vuelve extremadamente difícil.

Se puede introducir simplificaciones de ámbito "fisiológico", minimizando, por ejemplo, la actuación de algunos músculos, o igualando la actuación de otros en función de su sección, haciendo proporcional la fuerza ejercida a la sección evaluada. Teniendo en cuenta estas limitaciones, puede procederse al planteamiento de un modelo biomecánico, útil para el estudio del sistema en cuestión.

Por ejemplo, se puede plantear el siguiente modelo para el tendón de Aquiles, teniendo en cuenta los siguientes parámetros:

- El tendón de Aquiles pasa a 48 mm de distancia del eje de rotación del tobillo.
- El 80% de la fuerza flexora plantar se transmite a través del tendón de Aquiles.
- El esfuerzo máximo se produce al iniciar el despegue del talón en el ciclo de la marcha.
- Se considera al tobillo una articulación con un solo eje de giro.
- Se considera el pie un sólido rígido.
- El movimiento se limita al plano sagital.
- Se considera un grupo muscular único flexor plantar, que nunca actúa simultáneamente con su antagonista el grupo extensor.
- Se considera el centro de presión en este instante, situado en la cabeza del primer metatarsiano, a 150 mm del eje de rotación del tobillo.

Si se representa gràficament la força exercida per los flexores plantares como T, en la direcció i sentido indicado, se produce una reacció al apoyo sobre el suelo, representado por R en dirección vertical.

La fuerza resultante sobre el Tendón de Aquiles será el 80% de la fuerza total Y y, planteando la ecuación de equilibrio, resultará:

T = fuerza flexora total

A = fuerza sobre el tendón de Aquiles

$$T \cdot 0,048 - R \cdot 0,15 = 0$$

$$0,15$$

$$T = \frac{0,15}{0,048} \times R = 3,125 \times R$$

d'Aquil.les és igual a dues vegades i mitja el pes del cos, en recolzament monopodal estàtic.

Es pot aplicar el mateix càlcul per al cas dinàmic, mesurant R amb una plataforma de forces.

Aquest exemple simplificat permet reconstruir una corba de forces similar a la que es troba experimentalment, en fer variar el punt d'aplicació de la reacció del sòl des del primer contacte fins l'enlairament.

Per realitzar aquesta simulació cal completar el model amb l'acció del grup extensor, en situar el punt d'aplicació de la reacció del sòl per darrere de la vertical de l'eix de rotació del turmell.

El tendó d'Aquil.les és un tendó potent que suporta tensions molt superiors a les de la càrrega fisiològica normal, generada durant la deambulació i la marxa.

Segons els treballs de Viidik i altres, el tendó d'Aquil.les posseeix un factor de seguretat de dos. Això significa que suporta el doble de la màxima tensió isomètrica generada pel múscul tríceps de la cama, abans de produir-se la ruptura.

Les dades experimentals són força variables i depenen d'un munt de condicions relatives a l'espècimen i la forma de realitzar l'experiència de tracció, però podem esmentar la dada d'uns 4000 Newton com a límit de la tensió fisiològica normal, durant l'exercici normal.

Biomecànica de la marxa i del Tendó d'Aquil.les

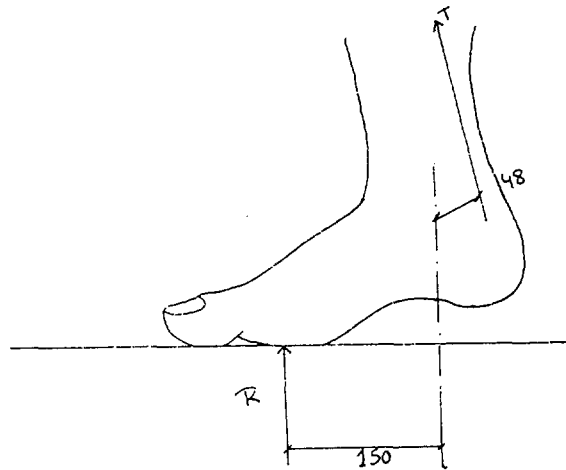
Segons F. Plas i col.ls. (1984), la marxa humana és el mode de locomoció bípeda amb activitat alternant dels dos membres inferiors i el manteniment de l'equilibri dinàmic. Activitat complexa que pateix variacions múltiples segons el calçat, el terreny, la càrrega i l'activitat de la persona considerada.

El mecanisme de la marxa es pot descompondre en les següents fases:

- 1r. contacte del taló
- 2n. rodament cap a l'interior
- 3r. rodament cap a l'exterior
- 4rt. enlairament de la punta del peu

S'estudia la marxa per, a través d'ella, observar la funció dels flexors plantars, mitjançant l'anàlisi de descomposició funcional del recolzament del peu sobre el sòl.

1r. En la fase de contacte del taló es produeix l'impacte del pes corporal contra el sòl. La força d'aquest impacte varia amb la velocitat de la marxa, les característiques antropomètriques del subjecte, el tipus de superfície de recolzament, la manera de córrer de l'individu, l'anatomia de l'individu, la geometria de la superfície de recolzament, la



$$A = 0,8 R \times 3,125 = 2,5 R$$

Si el apoyo es estático, $R = W$, siendo W el peso del cuerpo.

$A = 2,5 W$ o sea, la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles es igual a dos veces y media el peso del cuerpo, en apoyo monopodal estático.

Se puede aplicar el mismo cálculo para el caso dinámico, midiendo R con una plataforma de fuerzas.

Este ejemplo simplificado, permite reconstruir una curva de fuerzas similar a la que se halla experimentalmente, al hacer variar el punto de aplicación de la reacción del suelo desde el primer contacto hasta el despegue.

Para realizar esta simulación, debe completarse el modelo con la acción del grupo extensor, al situar el punto de aplicación de la reacción del suelo por detrás de la vertical del eje de rotación del tobillo.

El tendón de Aquiles es un potente tendón que soporta tensiones muy superiores a las de la carga fisiológica normal, generada durante la deambulació i la marxa.

Segun los trabajos de Viidik y otros, el tendón de Aquiles posee un factor de seguridad de dos. Esto significa que soporta el doble de la máxima tensión isométrica generada por el musculo tríceps de la pierna, antes de producirse la rotura.

Los datos experimentales son bastantes variables, y relativos a multitud de condiciones relativas al espécimen y a la forma de realizar la experiencia de tracción, pero puede mencionarse el dato de unos 4000 Newton como límite de la tensión fisiológica normal, durante el ejercicio normal.

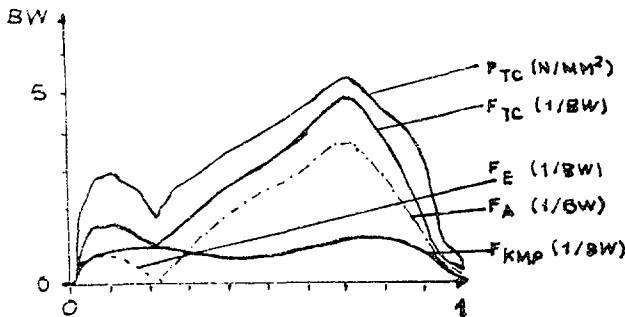
Biomecànica de la marxa y del Tendón de Aquiles

La marcha Humana según F. Plas y cols. (1984),

fricció entre el peu i el sòl, el calçat de l'individu, etc.

El contacte normalment es produeix a la zona externa del taló; durant aquest contacte es generen forces que no es poden mesurar directament però es poden avaluar per mitjà de models matemàtics simplificats.

Per això E. Stussi, el 1986, mesurà la força exercida sobre una plataforma piezoelèctrica i computà la sollicitació sobre grups musculars flexors i extensors del turmenll. I dissenyà la següent gràfica:



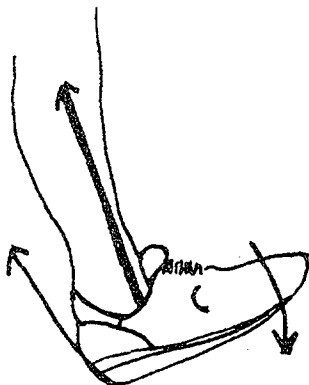
on F_A = Força sobre el tendó d'Aquil·les.

F_E = Força sobre els extensors.

D'aquest estudi es dedueix que, durant el primer contacte actuen principalment els músculs extensors del turmell, frenant la flexió plantar que es produiria a causa de l'impacte del taló en el sòl.

La funció primària dels flexors plantars durant aquesta fase sembla que és pràcticament nul·la.

Fase de contacte del taló



2n. En la següent fase es produeix un rodament cap a l'interior del peu, consistent en una pronació. És un moviment complex, compost simultàniament per una eversió, una abducció i una dorsiflexió del

es, modo de locomoció bipeda con actividad alternante de los miembros inferiores i mantenimiento del equilibrio dinámico. Actividad compleja que sufre múltiples variaciones según el calzado, el terreno, la carga y la actividad de la persona considerada.

El mecanismo de la marcha puede descomponerse en las siguientes fases:

- 1º contacto del tacón.
- 2º rodadura hacia el interior.
- 3º rodadura hacia el exterior.
- 4º despegue de la punta del pie.

Se estudia la marcha para, a través de ella, observar la función de los flexores plantares, mediante el análisis de descomposición funcional del apoyo del pie sobre el suelo.

1º En la fase del contacto del tacón, se produce el impacto del peso corporal contra el suelo. La fuerza de este impacto varia con la velocidad de la marcha, las características antropométricas del sujeto, el tipo de superficie de apoyo, la forma de correr del individuo, la anatomía del individuo, la geometría de la superficie de apoyo, la fricción entre el pie y el suelo, el calzado del individuo, etc.

El contacto normalmente se produce en la zona externa del talón, durante este contacto se generan fuerzas que no pueden medirse directamente, pero pueden evaluarse por medio de modelos matemáticos simplificados.

Por ello E. Stüssi en 1986, midió la fuerza ejercida sobre una plataforma piezoeléctrica y computó la sollicitación sobre grupos musculares flexores y extensores del tobillo. Y diseñó la siguiente gráfica:

Donde F_A = Fuerza sobre el Tendón de Aquiles.

F_E = Fuerza sobre los extensores.

De este estudio se deduce que, durante el primer contacto actúan principalmente los músculos extensores del tobillo, frenando la flexión plantar que se produciría debida al impacto del talón en el suelo.

La función primaria de los flexores plantares durante esta fase parece ser practicamente nula.

Fase de contacto del tacón:

2º En la siguiente fase, se produce una rodadura hacia el interior del pie, consistente en una PRONACIÓN. Ésta, es un movimiento complejo, compuesto simultáneamente por una eversión, abducción y una dorsiflexión del pie.

Para poder evaluar esta fase del apoyo de la marcha, B. Nigg y col. en 1986 marcaron la región posterior del tobillo con puntos de referencia, dos alineados sobre el tendón de Aquiles y dos alineados sobre el talón del calzado deportivo del marchador.

peu.

Per poder avaluar aquesta fase del recolzament de la marxa B. Nigg i col.ls. marcaren, el 1986, la regió posterior del turmell amb punts de referència, dos alineats sobre el tendó d'Aquil·les i dos alineats sobre el taló del calçat esportiu del marxa-dor.

A la il·lustració anterior, del marcatge a la part posterior d'una cama esquerra i el peu observem:

- A: Localitzat a 15 cm sobre la marca B en el centre de la cama (visió posterior) en posició de bipedestació.
- B: Localitzat en el tendó d'Aquil·les just sobre la part superior del taló a la sabatilla.
- C: Localitzat a la part superior del taló en la sabatilla.
- D: Localitzat en el centre de la sola de la sabata (vista posterior).

Utilitzant la projecció d'aquestes marques, en el pla X-Z, els següents angles es poden definir:

α : angle de l'extremitat inferior. Angle entre AB i la línia horitzontal a la cara mitjana.

L'angle de l'extremitat inferior conté informació sobre la cinemàtica de l'extremitat inferior (tibia).

β : angle del Tendó d'Aquil·les.

Angle entre AB i CD a la cara medial. L'angle del tendó d'Aquil·les conté informació sobre el moviment angular relatiu entre el calcani i l'extremitat inferior. És utilitzat per descriure la pronació i la supinació.

γ : angle del retropeu.

Angle entre CD i la línia horitzontal a la cara medial.

L'angle del retropeu conté informació sobre el calçat.

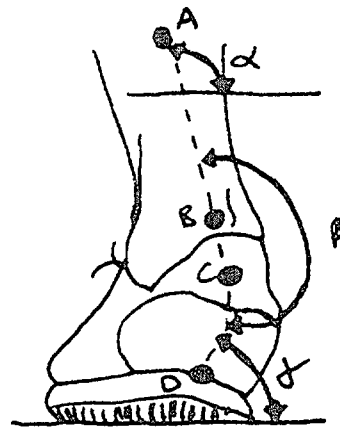
La connexió entre aquests tres angles és:

$$\alpha + 180^\circ = \beta + \gamma$$

La determinació d'aquests angles durant la marxa fou realitzada per aquests autors obtenint la pronació i la supinació a cada instant del recolzament, tal com mostren les gràfiques següents:

Les variables utilitzades anteriorment en l'anàlisi cinemàtica són:

Símbol	Nom i comentari
β_0	Angle inicial del Tendó d'Aquil·les: angle d'aquest tendó immediatament anterior al primer contacte amb la base.
β_{pro}	Angle màxim del Tendó d'Aquil·les. Mesurat en el moment de pronació màxima.
$\Delta\beta_{10}$	Pronació inicial: canvi de l'angle del tendó d'Aquil·les a la primera dècima de contacte del peu.
$\Delta\beta_{pro}$	Pronació total: canvi total de l'angle del tendó d'Aquil·les durant la part de pronació del període de contacte.
β_0	Velocitat de la pronació inicial, velocitat



En la il·lustració anterior, del marcatge en la parte posterior de una pierna izquierda y pie observamos:

A: Localizado a 15 cm sobre la marcha B en el centro de la pierna (visión posterior) en posición de bipedestación.

B: Localizado en el Tendón de Aquiles justo sobre la parte superior del tacón en la zapatilla.

C: Localizado en la parte superior del tacón en la zapatilla.

D: Localizado en el centro de la suela del zapato (vista posterior).

Utilizando la proyección de estas marcas, en el plano X-Z, los siguientes ángulos pueden definirse:

α : ángulo de la extremidad inferior. Ángulo entre AB y la línea horizontal en la cara media.

El ángulo de la extremidad inferior, contiene información sobre la cinemática de la extremidad inferior (tibia).

β : ángulo del Tendón de Aquiles.

Ángulo entre AB y CD en la cara medial. El ángulo del Tendón de Aquiles contiene información sobre el movimiento angular relativo entre el calcáneo y la extremidad inferior. Es utilizado para describir la pronación y la supinación.

α : ángulo del retropie.

Ángulo entre CD y la línea horizontal en la cara medial.

El ángulo del retropie contiene información sobre el calzado. La conexión entre estos ángulos es:

$$\alpha + 180^\circ = \beta + \alpha$$

La determinación de estos ángulos durante la marcha, la realizaron estos autores, obteniendo la pronación y la supinación en cada instante del apoyo. Como muestran los gráficos de la página siguiente.

Las variables anteriormente utilizadas, en el análisis cinemático son:

	angular proporcional de durant la primera dècima del contacte del peu.
G (β) màx.	Percentatge de màxima pronació de l'angle del tendó d'Aquil.les.
β màx.	= valor maximal de la velocitat angular de l'angle del tendó d'Aquil.les.
β_{end}	Angle d'enlairament del Tendó d'Aquil.les: angle d'aquest tendó una dècima abans del darrer contacte.
γ_0	Angle del retropeu inicial: angle del retropeu immediatament anterior al primer contacte amb el sòl.
γ_{pro}	Angle del retropeu mínim: mesurat en el moment de pronació màxima.
$\Delta\gamma_{10}$	Canvi inicial en l'angle del retropeu (canvi total de l'angle del retropeu durant la part de pronació en la primera fase de contacte).
$\dot{\gamma}_{10}$	Velocitat inicial del retropeu (velocitat angular proporcional de durant la primera dècima de la fase de contacte).
G (γ) màx.	Percentatge de pronació màxima de l'angle del retropeu (màx. = valor maximal de la velocitat angular de l'angle del retropeu).

3r. D'aquesta manera arribem a la següent fase, en la qual es produeix un rodament cap a l'exterior del peu que comporta una supinació, és a dir, un moviment compost per inversió, adducció i flexió de la planta del peu. Aquest moviment és l'invers del moviment de pronació descrit a la fase anterior i s'estudia utilitzant els mateixos angles del mètode anteriorment descrit (vegeu gràfiques).

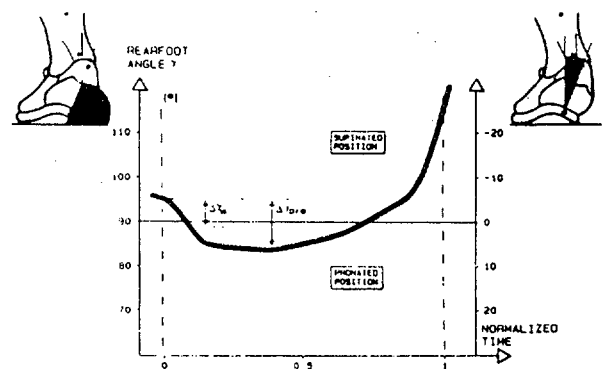
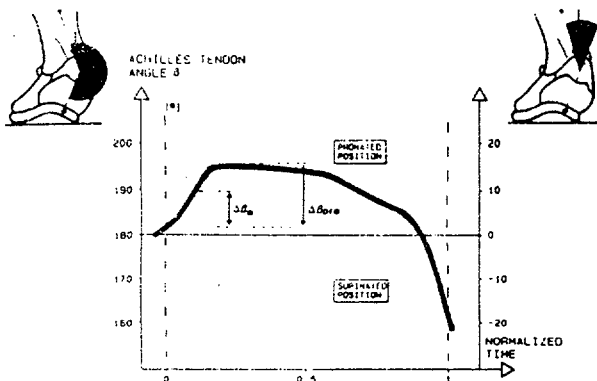
Durant aquestes dues fases és quan es produeix el màxim esforç per part de la musculatura flexora del peu. Aquest moment d'esforç màxim coincideix aproximadament amb 4rt., l'enlairament del taló del sòl el qual, expressant la força en múltiples del pes corporal es pot avaluar fins a cinc vegades el pes de l'individu.

Durant el recolzament bipodal relaxat la línia d'acció del centre de gravetat del cos passa alguns centímetres per davant l'eix transversal de rotació

Símbolo Nombre y comentario

β_0	Ángulo inicial del Tendón de Aquiles Ángulo de dicho tendón inmediatamente anterior al primer contacto con la base.
β_{pro}	Ángulo máximo del Tendón de Aquiles. Medido en el momento de máxima pronación.
$\Delta\beta_{10}$	Pronación inicial: cambio el ángulo del Tendón de Aquiles en la primera dècima de contacto del pie.
$\Delta\beta_{pro}$	Pronación total: cambio total del ángulo del Tendón de Aquiles durante la parte de pronación del periodo de contacto.
β_{10}	Velocidad de la pronación inicial: velocidad angular proporcional de durante la primera dècima del contacto del pie.
G (β) màx.	Porcentaje de máxima pronación del ángulo del tendón de Aquiles. β màx = valor maximal de la velocidad angular del ángulo del tendón de Aquiles.
β_{end}	Ángulo de despegue del Tendón de Aquiles: ángulo de dicho tendón una dècima antes del último contacto.
γ_0	Ángulo del retropie inicial: ángulo del retropie inmediatamente anterior al primer contacto con el suelo.
γ_{pro}	Ángulo el retropie mínimo: medido en el momento de máxima pronación.
$\Delta\gamma_{10}$	Cambio inicial en el ángulo del retropie (cambio total del ángulo del retropie durante la parte de pronación en la primera fase de contacto).
$\dot{\gamma}_{10}$	Velocidad inicial del retropie. (Velocidad angular proporcional de durante la primera dècima de la fase de contacto).
G (γ) màx.	Porcentaje de máxima pronación del ángulo del retropie (màx = valor maximal de la velocidad angular del ángulo del retropie).

3º De este modo llegamos a la siguiente fase, en la que se produce una rodadura hacia el exterior del pie, que comporta una SUPINACIÓN, o sea un movimiento compuesto por inversión, adducción y flexión de la planta del pie. Este movimiento es el



del turmell. Això vol dir que el pes del cos en repòs produeix una dorsiflexió del turmell, que ha de ser compensada pels flexors plantars.

La magnitud de la força varia entre 3 Nm i 24 Nm com a resultat de les oscil·lacions del cos (Smith 1957), per la qual cosa la posició erecta en recolzament bipodal exigeix una certa tensió en els flexors plantars.

El moment dorsiflector (dorsiflexió) durant la marxa normal és d'aproximadament uns 100 Nm, però de vegades, en pujar i baixar escales, és més gran. El 1980 Andriachi ho va calcular en 137 Nm en 10 adults sans de 28 anys i 71 Kg de pes com a mitjana. Per estudiar les forces generades per la musculatura es confecciona la corba "Força de reacció vertical temps". Aquesta corba és funció de la velocitat de la marxa i varia amb el calçat utilitzat. Presenta sempre un pic inicial que representa l'impacte del taló contra el sòl. A continuació ve una corba suau denominada "zona activa", que representa la reacció a les forces exercides per la musculatura per possibilitar l'enlairament. El final de la corba en pendent suau es correspon a l'última fase d'enlairament de la marxa, on l'avantpeu en supinació abandona la superfície de suport.

Aquesta corba es determina amb l'ajuda d'una plataforma de registre de forces. És interessant observar que el pic de l'impacte varia segons el calçat utilitzat, i es pot suavitzar utilitzant un calçat que absorbeixi part de l'impacte inicial. Un altre factor és la duresa del sòl, variant considerablement el perfil de la corba en funció de la superfície utilitzada. Per exemple, gespa contra asfalt.

Un altre concepte important és l'anàlisi del recorregut del centre de pressions. El recolzament del peu durant la marxa es realitza sobre una superfície del peu en contacte amb el sòl. Aquesta superfície varia a cada instant amb la variació del recolzament durant les fases d'aquest.

Les forces enregistrades per a una plataforma de pressions informen sobre la pressió exercida a cada punt de contacte de la superfície de recolzament, en funció del temps. Per a una seqüència temporal adequada es pot calcular el punt d'aplicació de la resultant de pressions de la superfície instantània en qüestió. Si aquests punts es representen, independentment de la funció temps, en una gràfica sobre la silueta de recolzament en la totalitat de la planta estàtica, el resultat és el camí recorregut pel centre de pressions al llarg de tot el recolzament de la marxa. Aquest paràmetre varia amb l'individu i és característic de l'anatomia dinàmica del peu en qüestió. Pot ser un instrument de diagnòstic important, similar a un registre dinàmic.

Les quatre fases descrites precedents es poden seguir perfectament sobre aquest traçat, distingint el recolzament de la part externa del taló, el rodament en pronació del retropeu, el canvi a la supinació en l'avantpeu i la supinació de l'enlairament

inverso del moviment de pronació descrit en la fase anterior y se estudia utilizando los mismos ángulos del método anteriormente descrito (ver gráficos).

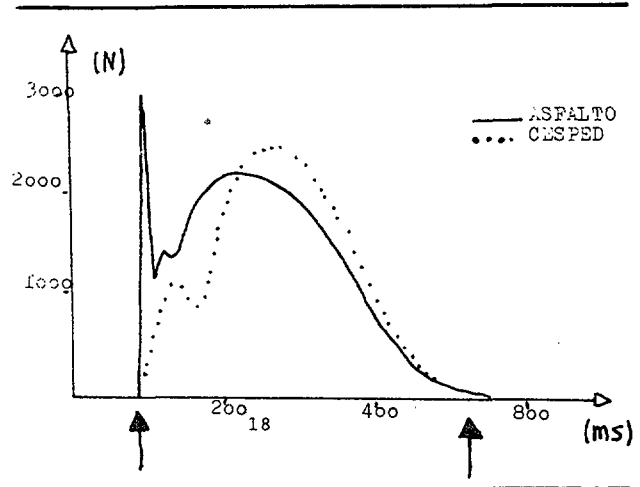
Durante estas dos fases, es cuando se produce el máximo esfuerzo por parte de la musculatura flexora del pie. Este momento de esfuerzo máximo, coincide aproximadamente con 4º el despegue del talón del suelo, que expresando la fuerza en múltiplos del peso corporal, se pueden evaluar en hasta cinco veces el peso del individuo.

Durante el apoyo bipodal relajado, la línea de acción del centro de gravedad del cuerpo, pasa algunos centímetros delante del eje transversal de rotación del tobillo. Esto significa que el peso del cuerpo en reposo produce una dorsiflexión del tobillo, que ha de ser compensada por los flexores plantares.

La magnitud de la fuerza varia entre 3 Nm y 24 Nm como resultado de las oscilaciones del cuerpo (Smith, 1957), por lo que la posición erecta en apoyo bipodal exige una cierta tensión en los flexores plantares.

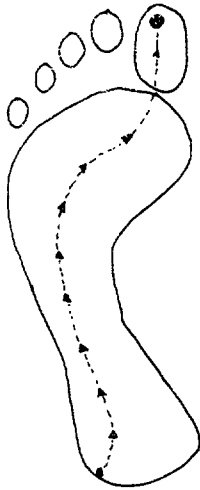
El momento dorsiflector (dorsi-flexion) durante la marcha normal es de aproximadamente unos 100 Nm, pero al subir y bajar escaleras, es a veces mayor. Andriachi en 1980, lo calculó en 137 Nm en 10 adultos sanos de 28 años y 71 Kg de peso como media.

Para estudiar las fuerzas generadas por la musculatura se confecciona la curva "Fuerza de reacción vertical tiempo". Esta curva es función de la velocidad de la marcha y varia con el calzado utilizado. Presenta siempre un pico inicial que representa el impacto del talón contra el suelo. A continuación viene en curva suave denominada, "zona activa" que representa la reacción a las fuerzas ejercidas por la musculatura para possibilitar el despegue. El final de la curva en suave pendiente se corresponde a la última fase de despegue de la marcha, donde el antepie en supinación abandona la superficie de apoyo.



amb suport final sobre el primer dit.

Després de l'impacte inicial és freqüent observar a la primera fase de recolzament l'aparició d'una sobrepronació. La pronació normal serveix per absorbir l'impacte inicial a manera d'amortiguador. Alguns corredors presenten aquest efecte de sobrepronació, sobretot en córrer amb calçat esportiu. Aquest efecte sempre disminueix o no existeix amb el peu descalç.



Igualment en la fase d'enlairament es produeix una supinació que de vegades també s'exagera en la marxa d'alguns corredors. Els dos efectes de sobrepronació provoquen la flexió lateral i medial del Tendó d'Aquil·les, respectivament. Aquesta flexió provoca en canvi de direcció en la línia d'aplicació de la força del tendó d'Aquil·les, amb els problemes conseqüents de generació de tendinitis, lesions en la inserció calcània i pèrdua de potència muscular en la flexió plantar, en desviar la resultant muscular. El mateix grup muscular pot patir amb més freqüència lesions en les fibres que provocaran estrips i esguinços en el sistema flexor.

El calçat esportiu, en comparació amb el peu descalç, augmenta la rigidesa del peu i tendeix a augmentar aquest efecte. Actualment es tendeix a realitzar dissenys flexibles de calçat esportiu que minimitzi aquests efectes però, malauradament, la majoria del calçat no té en compte, en ser dissenyat, els factors biomecànics.

Conclusions

El Tendó d'Aquil·les és la zona que transmet al peu tota la potència del triceps sural: bessons i soli. És un tendó potent que suporta tensions molt superiors a les de la càrrega fisiològica normal generada durant la deambulació i la marxa.

Per mitjà de la Biomecànica s'estudien les sobre-

Esta curva se determina con ayuda de una plataforma de registro de fuerzas. Es interesante observar que el pico del impacto varia según el calzado utilizado, pudiéndose suavizar utilizando un calzado que absorba parte del impacto inicial. Otro factor es la dureza del suelo, variando considerablemente el perfil de la curva en función de la superficie utilizada. Por ejemplo, césped contra asfalto.

Otro concepto importante es el análisis del recorrido del centro de presiones. El apoyo del pie durante la marcha se realiza sobre una superficie del pie en contacto con el suelo. Esta superficie varia en cada instante con la variación del apoyo durante las fases del mismo.

Las fuerzas registradas por una plataforma de presiones informan sobre la presión ejercida en cada punto de contacto de la superficie de apoyo, en función del tiempo. Para una secuencia temporal adecuada, puede calcularse el punto de aplicación de la resultante de presiones de la superficie instantánea en cuestión. Si estos puntos se representan, independientemente de la función tiempo, en una gráfica sobre la silueta de apoyo en la totalidad de la planta estática, el resultado es el camino recorrido por el centro de presiones a lo largo de todo el apoyo de la marcha. Este parámetro varia a lo largo con el individuo y es característico de la anatomía dinámica del pie en cuestión, pudiendo ser un importante instrumento de diagnóstico, similar a un registro dinámico.

Las cuatro fases precedentes descritas se pueden seguir perfectamente sobre este trazado, distinguiéndose claramente el apoyo de la parte externa del talón, la rodadura en pronación del retropie, el cambio a la supinación en el antepie y la supinación del despegue con apoyo final sobre el primer dedo.

Tras el impacto inicial, es frecuente observar en la primera fase de apoyo la aparición de una sobrepronación. La pronación normal sirve para absorber el impacto inicial a modo de amortiguador. Algunos corredores presentan este efecto de sobrepronación, sobre todo al correr con calzado deportivo. Este efecto siempre disminuye o no existe con el pie descalzo.

Igualmente en la fase de despegue se produce una suinación que a veces también se exagera en la marcha de algunos corredores.

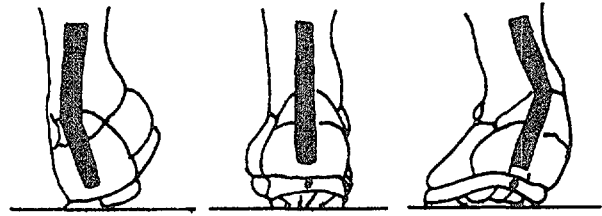
Ambos efectos de sobrepronación y supinación provocan la flexión lateral i medial del Tendón de Aquiles, respectivament.

Esta flexión provoca un cambio de direcció en la línea de aplicació de la fuerza del Tendón de Aquiles, con los siguientes problemas de generació de tendinitis, lesiones en la flexió plantar, al desviar la resultant muscular. El propio grupo muscular puede sufrir con mayor frecuencia lesiones en las fibras que provocarán desgarrros y esguinces en el sistema flexor.

càrregues i lesions, en aquest cas del Tendó d'Aquil·les, així com els mecanismes de lesió del tendó durant la pràctica de l'esport.

Sembla que la sobrepronació és una de les causants de les lesions del Tendó d'Aquil·les. Podem intentar evitar la sobrepronació modificant el calçat esportiu en funció de l'anatomia de cada esportista.

Cal estudiar els hàbits de cada esportista comparant la marxa descalç i amb calçat esportiu, per tal de determinar si hi ha factors de risc de lesió de l'Aquil·les.



El patró de desgastament del calçat és un indicatiu de la forma de marxa de l'esportista.

Segons els treballs de Viidik i altres, el Tendó d'Aquil·les les posseeix un factor de seguretat de dos. Això vol dir que suporta el doble de la màxima tensió isomètrica generada pel múscul tríceps de la cama abans de produir-se el trencament.

Les dades experimentals són força variables i referides a una gran quantitat de condicions relatives a l'espècimen i la manera de realitzar l'experiència de tracció, però es pot esmentar la dada d'uns 4000 Newton com a límit de la tensió fisiològica normal, durant l'exercici normal. Aquestes dades, tanmateix, no fan referència a quan es pot produir una tendinitis o una sobrecàrrega articular com a conseqüència d'una sobrepronació o d'un altre defecte de la marxa, i més quan el calçat no està dissenyat per evitar-ho.

El problema consisteix a trobar la relació entre les càrregues com a causa i les lesions com a efecte. Aquest és un dels objectius prioritaris de la investigació Biomecànica i, per això, cal prosseguir en el desenvolupament de la investigació de base per procurar un coneixement més gran dels moviments, les forces musculars i els seus efectes sobre el Tendó d'Aquil·les, amb la finalitat de prevenir aquestes lesions en la pràctica esportiva.

El calzado deportivo en comparación con el pie descalzo, aumenta la rigidez del pie y tiende a aumentar este efecto. En la actualidad se tiende a realizar diseños flexibles de calzado deportivo que minimice estos efectos, desgraciadamente la mayor parte del calzado existente no tiene en cuenta factores biomecánicos para su diseño.

Conclusiones

El tendón de Aquiles es la zona anatómica que transmite al pie toda la potencia del tríceps sural: gemelos y sóleo. Es un potente tendón que soporta tensiones muy superiores a las de la carga fisiológica normal generada durante la deambulación y la marcha.

Por medio de la Biomecánica, se estudian las sobrecargas y lesiones, en este caso, del Tendón de Aquiles. Así como los mecanismos de lesión del tendón durante la práctica del deporte.

Parece ser que la sobrepronación es una de las causantes de las lesiones del Tendón de Aquiles. La sobrepronación se puede intentar evitar modificando el calzado deportivo en función de la anatomía de cada deportista.

Hay que estudiar los hábitos de cada deportista comparando la marcha descalzo y con calzado deportivo para determinar si existen factores de riesgo de lesión del Aquiles.

El patrón de desgaste del calzado es un indicativo de la forma de marcha del deportista.

Según los trabajos de Viidik y otros, el Tendón de Aquiles posee un factor de seguridad de dos. Esto significa que soporta el doble de la máxima tensión isométrica por el músculo tríceps de la pierna antes de producirse la rotura.

Los datos experimentales son bastante variables y referenciados a multitud de condiciones relativas al espécimen y a la forma de realizar la experiencia de tracción, pero puede mencionarse el dato de unos 4000 Newton como límite de la tensión fisiológica normal, durante el ejercicio normal. Estos datos, sin embargo, no hacen referencia a cuando puede producirse una tendinitis o una sobrecarga articular como consecuencia de una sobrepronación o de otro defecto de la marcha, aún más cuando el calzado no está diseñado para evitarlo.

El problema consiste en encontrar la relación entre las cargas como causa y las lesiones como efecto. Este es uno de los objetivos prioritarios de la investigación Biomecánica y por ello, debe proseguirse en el desarrollo de la investigación de base para procurar un mayor conocimiento de los movimientos, las fuerzas musculars y sus efectos sobre el Tendón de Aquiles, con la finalidad de prevenir estas lesiones en la práctica deportiva.

Bibliografía

1. ANDRIACHI: A study of lower limb mechanics during stair climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62 A: 749-757. 1980.
2. MURRAY i cols.: A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. *Acta Orthop. Scand.* 47: 122-124. 1976.
3. SMITH.: The forces operations at the human ankle joint during standing. *J. Anat.* 91: 545-564. 1957.
4. BENNO, M.; NIGG.: *Biomechanics of running shoes.* Human Kinetics publishers Inc: 1986.
5. E, STUSSI.: Was heisst Ganganalyse?, ETH Zurich. Swiss MED 3b. 1987.
6. S, LUTHI.: *Die quantitative Beurteilung des menschlichen Ganges,* ETH Zurich. 1986.
7. J, DENOTH.: *Analyse von Beurteilung des menschlichen Ganges,* ETH Zurich. 1986.
8. R, SKALAK.; SHU CHIEN.: *Handbook of Bioengineering.* Mc Grow Hill. 1987.
9. VIIDIK, A.: *Biomechanical behavior of soft connective tissues,* in N. Akkas. (ed). *Progress in Biomechanics.* Sijthoff Noordhoff, Alphen aan den Rijn, 1979, pp 75-113.