



TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

MÁSTER UNIVERSITARIO EN ENTRENAMIENTO Y RENDIMIENTO DEPORTIVO

Curso Académico 2017-2018

DISEÑO Y APLICACIÓN DE UN PROTOCOLO INTEGRAL DE VALORACIÓN KINESIOLÓGICA Y BIOMECÁNICA EN CORREDORES

Title: DESIGN AND APPLICATION OF A COMPREHENSIVE KINESIOLOGICAL AND
BIOMECHANICAL ASSESSMENT PROTOCOL ON RUNNERS

Autor: Ericka Céspedes Marozzi

Tutor: Juan García López

Fecha: 27-6-18

Vº Bº TUTOR

Vº Bº AUTOR

RESUMEN

El objeto del trabajo fin de máster estuvo constituido por tres fases. La primera fase fue realizar una revisión de la bibliografía científica para determinar las variables kinesiológicas y biomecánicas que se ven relacionadas con las lesiones de los corredores. La segunda fase fue diseñar un protocolo integral de valoración kinesiológica y biomecánica para corredores. La tercera fase fue aplicar el protocolo a seis atletas. En la valoración se realizó un análisis cualitativo y cuantitativo, estático y dinámico de cada corredor, se evaluaron 57 variables aparte de la anamnesis (27 variables de postura, 14 de pruebas específicas y 16 de análisis biomecánico). Los resultados debían aparecer reflejados en un informe que sería entregado al corredor para poder trabajar las deficiencias observadas. En los resultados se encontró una relación entre los hallazgos de la evaluación y la sintomatología del corredor. Basándose en los resultados se dieron recomendaciones orientativas a cada atleta de manera individual. En un plazo de seis semanas se hizo una segunda valoración a dos de ellos y los cambios fueron notables, además la sintomatología se vio disminuida, lo que indica que las recomendaciones para las disfunciones encontradas son beneficiosas para reducir el dolor en el corredor. Dentro de las conclusiones más importantes está que la valoración física (estática y dinámica) es una herramienta útil para la intervención en corredores sintomáticos y una herramienta práctica para prescribir ejercicios preventivos y de readaptación física específicos para los corredores que no están lesionados.

Palabras clave: Posturología, Cinemática, Carrera de Larga Distancia, Lesiones.

ABSTRACT

The purpose of the work consisted of three phases. The first phase was to review the scientific bibliography to determine the kinesiological and biomechanical variables that were linked to the injuries of the runners. The second phase was to design a comprehensive kinesiological and biomechanical assessment protocol for runners. The third phase was to apply the protocol to six runners. In the evaluation, a qualitative and quantitative, static and dynamic analysis of each runner was performed, 57 variables were evaluated apart from the anamnesis (27 of posture variables, 14 of specific tests and 16 of biomechanical analysis). The results should be reflected in a report that would be delivered to the runner in order to work on the deficiencies observed. In the results, a relationship was found between the findings of the evaluation and the symptomatology of the runner. Based on the results, guidelines were given to each athlete individually. In a period of six weeks, a second assessment was apply of two of them and the changes were notable, in addition, the symptomatology was diminished; which indicates that the recommendations for the dysfunctions found are beneficial to reduce pain in the runner. One of the most important conclusions is that physical assessment (static and dynamic) is a useful tool for the intervention of symptomatic runners and a practical tool for prescribing specific preventive and physical rehabilitation exercises for runners who are not injured.

Key Words: Posturology, Kinematics, Long Distance Running, Injuries.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES.....	1
1.1	Justificación del objeto de estudio.....	2
1.2	Relación con objetivos y competencias del máster.	2
1.3	Contexto profesional de aplicación.....	3
1.4	Relación entre Kinesiológica y Biomecánica	4
1.5	La anatomía y biomecánica de la carrera.....	5
1.6	Las fases de la carrera.	6
1.7	La cadena cinemática de la carrera.....	8
1.7.1	El pie y el tobillo.	8
1.7.2	La rodilla.	9
1.7.3	La cadera.	10
1.7.4	La pelvis.....	11
1.7.5	El torso.....	11
1.7.6	Extremidades superiores.....	12
1.8	Práctica de carrera, riesgo y mecanismo de lesión.....	13
1.9	Evaluación biomecánica y kinesiológica de los corredores.....	15
1.10	Variables kinesiológicas objeto de estudio.	17
1.10	Variables biomecánicas objeto de estudio.....	19
2.	OBJETIVOS	21
2.1	Objetivos generales.....	21
2.2	Objetivos específicos.....	22
3.	METODOLOGÍA EMPLEADA.....	22
3.1	Participantes.....	22
3.2	Fases de ejecución y procedimiento.	22
4.	ANÁLISIS DE RESULTADOS Y/O APORTACIONES	30
4.1	Aplicación de los protocolos de valoración kinesiológica y biomecánica	30
4.2	Seguimiento de los corredores	32
5.	DISCUSIÓN.....	34
6.	CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS.	42

7.	FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.	44
8.	VALORACIÓN PERSONAL Y REFLEXIÓN CRÍTICA.....	44
9.	BIBLIOGRAFÍA.....	45
10.	ANEXOS	48

1. INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

Puede resultar abrumador barajar todos los factores que influyen en el movimiento humano. Muchos métodos de tratamiento empleados en la rehabilitación física dependen de una descripción precisa del movimiento y de una evaluación fiable de la respuesta de la persona al tratamiento. La justificación y el resultado de las intervenciones preventivas, de rehabilitación o quirúrgicas también suelen medirse por los cambios en la calidad y cantidad del movimiento. Como respuesta a estos factores, pueden utilizarse gran variedad de técnicas de análisis para evaluar el movimiento, desde la observación, hasta sofisticados sistemas de análisis y técnicas de diagnóstico por imagen. Con mayor frecuencia, la complejidad del análisis del movimiento se simplifica comenzando con una evaluación básica de las fuerzas sobre un segmento corporal rígido. Las leyes del movimiento de Newton ayudan a explicar la relación entre fuerzas y su impacto en las articulaciones individuales, así como en el movimiento total del cuerpo. Incluso a un nivel básico de análisis, esta información se emplea para conocer los mecanismos de la lesión y dirigir el método de evaluación y tratamiento. Los avances tecnológicos siguen mejorando la capacidad de comprensión e influyen en el rendimiento humano, sin embargo el primer paso para poder evaluar y tratar de una manera apropiada es entender el movimiento del cuerpo humano en su estado normal, así vamos a identificar las disfunciones que están afectando al atleta. El resultado de todo análisis del movimiento está en último término determinado por las fuerzas aplicadas sobre el cuerpo que se mueve; de esa afirmación es donde nació la inquietud por estudiar a fondo todos los movimientos que se producen en el cuerpo del corredor, al realizar un análisis profundo del movimiento las variables a tomar en cuenta fueron basadas en esos movimientos y en los que se relacionan más con el mecanismo de las lesiones típicas de los corredores.

El trabajo en equipo es una necesidad para los deportistas, es por esto que la evaluación adecuada es una habilidad primordial en los entrenadores, ya sea para determinar los ejercicios adecuados para prevenir lesiones, corregir la disfunción o para referir al profesional encargado de ese campo, con esta evaluación se pretende cubrir esas necesidades.

1.1 Justificación del objeto de estudio

Correr es una de las actividades físicas más populares que disfrutan personas de todo el mundo y la cantidad de corredores ha crecido sustancialmente en las últimas décadas. La elección de trabajar con corredores se dio tomando en cuenta mi experiencia como Fisioterapeuta y Entrenadora. Durante los últimos trece años de ejercer ambas profesiones he podido observar la gran cantidad de corredores lesionados que aparecen cada semana; y eso fue lo que me motivó a seleccionar este tema ya que la mayoría de estas lesiones son por sobreuso, lo que nos indica que existen disfunciones en el cuerpo del corredor o alteraciones de la biomecánica de la carrera. Estos dos factores son modificables en la mayoría de los casos y con la identificación de la disfunción el riesgo de lesión puede disminuir así evitamos que el deportista deje de entrenar, además, si estamos trabajando con un corredor lesionado vamos prescribir ejercicios específicos en el proceso de rehabilitación y todo esto con los resultados de las evaluaciones físicas que se aplican.

El primer paso para realizar una evaluación física completa es conocer a fondo la anatomía y biomecánica de la carrera, es por eso que en este trabajo se incluye una gran descripción de este movimiento, ya que sin ese conocimiento la evaluación no sería tan específica y no tendríamos un punto de comparación. Como dice Shirley Sahrmann: “El ojo sólo puede ver aquello que la mente entiende” es por eso que el conocimiento del movimiento normal es el primer paso de la evaluación.

1.2 Relación con objetivos y competencias del máster.

Muchas de las competencias adquiridas en este máster fueron aplicadas a la elaboración de este Trabajo Final de Máster. El Máster en Entrenamiento y Rendimiento Deportivo tiene un carácter profesionalizante y basado en lo mejor de la evidencia actual, esos dos aspectos se ven reflejados en la elaboración de este proyecto. Todos los conocimientos adquiridos en planificación, análisis, evaluación biomecánica y readaptación física fueron los principales pilares en la selección de los contenidos.

Para este trabajo se hizo una revisión de la bibliografía, se diseñó y llevó a cabo un proceso sistemático en la aplicación de un protocolo integral de valoración kinesiológica y biomecánica para corredores. Siendo este una herramienta práctica y de bajo costo.

Se diseñaron informes de la valoración kinesiológica y biomecánica, fundamentados en los resultados obtenidos. Los resultados obtenidos fueron interpretados de forma crítica y buscando alguna relación con la sintomatología del corredor para así hacer las recomendaciones orientativas de manera individual. Estos informes fueron entregados al corredor, entrenador y fisioterapeuta para hacer un abordaje integral.

1.3 Contexto profesional de aplicación.

En la actualidad la especialización se ha vuelto una puerta de acceso al campo laboral, en el caso específico de este trabajo, hablamos de un profesional que tenga un amplio manejo de la anatomía, anatomía funcional, kinesiología y biomecánica, donde estos aspectos se mezclan en la observación, prevención, evaluación, readaptación y entrenamiento de los corredores. El trabajo en equipo es una de las herramientas más potentes que tenemos actualmente en el rendimiento deportivo, sin embargo en muchos casos no es posible contar con la presencia de un equipo de trabajo completo, por lo que se vuelve una necesidad tener múltiples competencias desarrolladas para poder realizar un trabajo de calidad. Este un perfil de Licenciado o Grado en Ciencias de la Actividad Física que se especialice en esta área y que por su propio interés profundice en los conocimientos antes mencionados y adquiridos durante la carrera Universitaria, para poder realizar una correcta evaluación y prescripción de los ejercicios. Muchas de las evaluaciones seleccionadas son fáciles de aplicar y provienen del campo de la Terapia Física, sin embargo este conocimiento tiene que ser parte de la vida de los entrenadores porque son una herramienta para identificar disfunciones y referir al profesional a cargo de esa área para hacer un abordaje adecuado e integral para ese deportista.

ANTECEDENTES

1.4 Relación entre Kinesiología y Biomecánica

Por definición, la kinesiológica es el estudio del movimiento. Sin embargo, esta definición es demasiado general para abarcar todo el campo de intervención. La Kinesiología reúne los campos de la anatomía, fisiología, física y geometría, y los relaciona con movimiento humano. Por lo tanto, la kinesiológica utiliza principios de mecánica, anatomía musculoesquelética y fisiología neuromuscular. Principios mecánicos que se relacionan directamente con el cuerpo humano se utilizan en el estudio de la biomecánica. Esto puede implicar mirar en la estática (sin movimiento) y / o dinámica (en movimiento) sistemas asociados con diversas actividades. Los sistemas dinámicos se pueden dividir en cinética y cinemática. La cinética son aquellas fuerzas que causan movimiento, mientras que la cinemática son aquellos aspectos de tiempo, espacio y masa de un sistema en movimiento (Lippert, 2006).

La Kinesiología se apoya en tres áreas de conocimiento: la anatomía, la biomecánica y la fisiología. La anatomía es la ciencia de la forma y la estructura del cuerpo humano y sus partes. La biomecánica es una disciplina que se nutre de los principios de la física para estudiar cuantitativamente la interacción de las fuerzas en un cuerpo vivo. La fisiología es el estudio biológico de los organismos vivos. Para analizar el movimiento de una manera integrada y aplicada a las actividades de debemos de tomar en cuenta el concepto de cadena cinemática que es una serie de eslabones o segmentos articulados, como conexión entre la pelvis, el muslo, la pierna y el pie en la extremidad inferior (Neumann, 2009)

El estudio de la biomecánica y anatomía de la carrera se refiere a la comprensión de la estructura, función, capacidad de las extremidades inferiores y de la cadena cinética general, así como su trabajo coordinado, que permiten al ser humano correr. Aunque no hay dos personas que tengan la misma anatomía, fuerza o cualidades propioceptivas, si hay muchas similitudes para entender la forma en que cada persona corre y así relacionarlo con la prevención, diagnóstico y tratamiento de las lesiones que se producen al correr de una manera inadecuada (Nicola TL, 2012)

1.5 La anatomía y biomecánica de la carrera.

El ciclo de la carrera es diferente del ciclo de marcha. El ciclo de la marcha puede ser descrito como la serie de movimientos de las extremidades inferiores que van desde el choque del talón de un pie, hasta el choque del talón de ese mismo pie. Para comprender mejor el ciclo de la carrera, estudiamos el ciclo de la marcha y sus diferencias con la carrera. En la marcha normal podemos diferenciar dos fases principales, la fase de apoyo y fase de balanceo. La fase de apoyo se produce durante el período de contacto entre el pie y la superficie para correr o caminar, estas fases ocurren tanto caminando como corriendo. El momento clave para observar este punto es cuando una extremidad inferior está en la fase de apoyo, y la otra pierna está en la fase de balanceo (Dicharry J. 2010)

Correr es distinto de caminar debido a una fase de oscilación adicional, que ocurre dos veces durante la carrera. Esta fase de “flotación” ocurre entre la fase de apoyo y la fase de balanceo, donde ambas extremidades inferiores no están en contacto con el suelo (Figura 1). Por lo tanto, correr a cualquier velocidad se puede definir como una pierna o ninguna pierna golpeando el suelo durante toda la fase del ciclo de la marcha. Para caminar, la fase de apoyo tiene aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha, y la fase de oscilación se produce durante el 40% del ciclo. Al correr, la fase de apoyo es inferior al 50% del ciclo. Esta fase de oscilación de más del 50% del ciclo causa una superposición de las fases de oscilación entre las extremidades inferiores, generando la fase de flotación característica. A medida que aumenta la velocidad en la carrera, la fase de apoyo se vuelve aún menor en cada ciclo. Por lo tanto, los velocistas gastan un menor porcentaje del ciclo de la marcha en la fase de apoyo. Además, la longitud de paso y la cadencia aumentan durante la carrera en comparación con caminar (Dugan S. 2005)



Figura 1: Fase de flotación característica de la carrera.

La longitud de la zancada (ciclo completo de la marcha) es la distancia desde el choque de talón de un pie, hasta el choque de talón de ese mismo pie. La longitud del paso es la distancia entre el contacto inicial de un pie y el contacto inicial posterior del pie opuesto. La cadencia es el número de pasos tomados durante una cierta cantidad de tiempo. A medida que aumentan la cadencia de la carrera, la zancada y la longitud del paso, la velocidad y las fuerzas de reacción del suelo aumentan.

1.6 Las fases de la carrera.

La fase postural o de apoyo comienza con un el choque de talón, seguido por el apoyo medio y luego el despegue. Diferentes grupos musculares, huesos y articulaciones están actuando de manera única en cada una de estas fases. Al apoyar el pie en el suelo, los músculos, tendones, huesos y articulaciones del pie y la parte inferior de la pierna tienen la función de absorber el impacto del aterrizaje. El choque de talón es facilitado por las acciones de la Articulación Subastragalina. Además, la fascia plantar se estira para permitirle al pie expandirse, absorber la fuerza del aterrizaje y producir energía para el despegue (Perry J. 1983).

La dorsiflexión ocurre a nivel del tobillo en la Articulación Talocrural, acompañado de flexión de la rodilla y movimiento de la cadera. Estas articulaciones están involucradas en la distribución de la fuerza del impacto a través de la cadena cinética cerrada que se produce en el apoyo del pie. El recto femoral y el gastrocnemio transfieren la energía del impacto de distal a proximal (del tobillo a la rodilla y a la cadera) (Prilutsky B , 1994). Esto ayuda a distribuir la fuerza del aterrizaje, o atenuación del choque en todo el pie y la cadena cinética. Luego del choque de talón se da la fase de apoyo medio y el pie comienza a moverse de la pronación a la supinación en preparación para el despegue. Los isquiotibiales se acortan y se contraen a medida que la pierna continúa a través de la fase de apoyo. Este movimiento “de tracción” (*pulling motion*) se ve reforzado por la contracción y movimiento de empuje causado por el gastrocnemio, el sóleo y el tendón de Aquiles, que causan la flexión plantar del tobillo que permite el despegue de los dedos, justo aquí es donde comienza el fase de balanceo (Tweed J. 2008).

En la fase del primer apoyo se pueden encontrar diferentes patrones de pisada en los corredores según Lieberman D, 2010. Un patrón es el talonador o de retropié que se da cuando el talón golpea el suelo en el primer contacto (Figura 2). El calcáneo es invertido

ligeramente en el choque del talón. Este tipo de pisada tiene la desventaja de que se aumenta el rango de movimiento y al apoyar el talón a una distancia mayor se da el frenado, lo que requiere una producción extra de energía en la siguiente fase de propulsión. El patrón de mediopié (Figura 3) es otra forma de ataque al suelo. Tiene la ventaja de que la zancada es de menor longitud, lo que evita el frenado y disminuye el gasto energético para dar el siguiente paso. La técnica de antepié, es la más natural de todas y puede llegar a ser la que ofrece menos impacto a las estructuras articulares.



(Figura 2)



(Figura 3)

Patrones de pisada: Figura 2: técnica de retropié. Figura 3: técnica de mediopié.

La fase de oscilación o balanceo del ciclo de la carrera, ocurre cuando la extremidad inferior oscila por el aire desde el despegue hasta la descarga de peso en el pie. A medida que se produce el despegue, el recto femoral y tibial anterior son los músculos más activos. Los músculos isquiotibiales y los extensores de la cadera están activos durante los últimos grados de la fase de oscilación. Los músculos isquiotibiales, gastrocnemio, soleo y los extensores de la cadera están activos desde la última fase de la oscilación hasta la mitad de la fase de apoyo. La fase de “flotación” incluye rotación hacia adelante de la pelvis ipsilateral y la flexión de la cadera causada por el psoas y otros músculos pélvicos, junto con el centro del cuerpo (Core) para permitir la torsión de la pelvis. El recto femoral está activo durante la mitad de la fase de balanceo. Los cuádriceps comienzan a mostrar actividad durante el último swing (Novacheck T, 1998). Los isquiotibiales se están alargando a medida que se extiende en la rodilla y en esta fase son más susceptibles a las lesiones (fase de desaceleración). En este momento es donde comienza el descenso del pie hacia la superficie (Schache A, 1999).

1.7 La cadena cinemática de la carrera.

En la carrera el pie, tobillo, rodilla, cadera, pelvis, torso y la parte superior del cuerpo juegan cada uno un papel muy importante. Para entender el ciclo de la carrera, se tiene que tener una profunda comprensión de la anatomía funcional involucrada en este movimiento tan complejo.

Las acciones de pronación y supinación conducen a varios cambios en toda la cadena cinética durante la carrera. A medida que ocurre la pronación, la Articulación Subastragalina hace eversión, el antepié hace abducción, la Articulación Talocrural se flexiona y eso provoca que la tibia rote internamente. La pronación permite tener más flexibilidad en el pie y el tobillo para adaptarse a diferentes superficies de carrera. (Dugan S, 2005). La rodilla se flexiona en posición de valgo. Esto lleva a la cadera a flexión, aducción y rotación interna. La supinación conduce a varios efectos a lo largo de la cadena cinética también; cuando se da, la Articulación Subastragalina hace inversión, el antepié hace aducción, la Articulación Talocrural hace plantiflexión, eso provoca que la tibia rote externamente. En este momento, la rodilla se extiende a una posición varo. Esto lleva a la extensión de la cadera, abducción y rotación externa. Esta serie de eventos marca el comienzo de la etapa de balanceo del ciclo de la carrera (Dicharry J, 2010).

1.7.1 El pie y el tobillo.

Correr requiere que el cuerpo absorba las fuerzas de impactos repetidos y continuos que son inicialmente absorbidos por el pie y el tobillo y luego transferidos a la cadena cinética durante la fase de apoyo. Cada vez que el pie se planta en la superficie, hasta tres veces el peso del cuerpo es absorbido por la extremidad inferior. El pie debe de actuar como un amortiguador, un brazo de palanca para propulsar la extremidad inferior hacia adelante, y un punto de equilibrio para mantener el cuerpo de una manera balanceada mientras está en movimiento, ajustándose a superficies de carrera desiguales (James SL, 2009).

La habilidad del pie y el tobillo para hacer esto durante la fase de apoyo se ve facilitada por la dorsiflexión, plantiflexión, pronación y supinación. Un aumento o disminución de esos movimientos puede desencadenar sintomatología en los corredores.



Figura 4. (Izquierda) Un corredor con una alineación normal del talón durante la carrera.
(Derecha) un corredor con eversión excesiva del talón durante la carrera.

Los flexores plantares del tobillo se contraen excéntricamente durante la fase de apoyo (choque de talón o primer apoyo en el suelo) para ayudar a absorber el impacto. La dorsiflexión y la pronación al hacer el primer apoyo también facilitan la absorción del impacto. Los músculos de la flexión plantar también controlan la dorsiflexión durante la fase intermedia de la fase de apoyo. Ellos, junto con el grupo de músculos de cuádriceps, son los principales aceleradores durante el ciclo de carrera. La articulación del tobillo está idealmente a 90° al hacer el primer apoyo con el suelo. Esta progresa a dorsiflexión de 20° desde neutral (Dugan S, 2005). En la parte media de la fase de apoyo, la rodilla se flexiona adicionalmente para absorber el impacto de la fase de primer contacto. El pie está pronado al máximo aproximadamente a la mitad de la fase de apoyo (Sinning W, 1970). Los ligamentos en el tobillo evitan la sobrepronación, junto con el tibial posterior, el gastrocnemio y el sóleo ayudan a controlar ese movimiento. El tibial anterior es el músculo que tiene la mayor actividad muscular sostenida en el tobillo durante el ciclo de carrera y esto probablemente aumente su susceptibilidad a lesiones (Reber L, 1993).

La fase de apoyo finaliza con el pie supinado para crear propulsión en la punta del pie. Por el contrario, la supinación conduce a una rigidez de pie y tobillo, lo que hace un brazo de palanca más eficiente para una mejor propulsión en el despegue durante carrera. Esto es, en parte, facilitado por el Mecanismo de Windlass de la fascia plantar, el cual será descrito más adelante (Dugan S, 2005).

1.7.2 La rodilla.

Como se mencionó antes, durante la pronación, la rodilla está en posición de valgo y flexionada. Durante supinación, se hacen varo y se extiende. La rodilla se flexiona de 20° a 25° cuando ocurre el primer apoyo y continúa hasta 45° aproximadamente en la fase de

apoyo medio (Figura 5). La flexión al principio de la fase de apoyo sirve para absorber el impacto con el suelo. Después del primer apoyo, el cuádriceps está activo en contracción excéntrica para resistir la flexión de la rodilla. El grado de pronación dentro del pie tiende a afectar el grado de valgo de la rodilla también, en cuanto mayor es la cantidad de la pronación, mayor es la cantidad de valgo de la rodilla dentro de la fase de apoyo (Dicharry J, 2010).



Figura 5: La rodilla se flexiona 45° aproximadamente en la fase de apoyo medio

Durante la fase de balanceo, la rodilla se flexionará al máximo entre 90° y 130° dependiendo en velocidad. El recto femoral se contrae excéntricamente para evitar el desplazamiento posterior de la tibia al flexionar la rodilla, probablemente desempeña un papel en la transferencia de energía entre segmentos al ser un músculo biarticular. Por último, los isquiotibiales se contraen excéntricamente durante la oscilación tardía para evitar sobre extensión (Novacheck T, 1998)

1.7.3 La cadera.

El movimiento de la cadera durante la carrera es una flexión durante el *swing* y extensión durante la fase de apoyo. La cadera hace aducción durante la fase de apoyo y abducción durante la fase de balanceo. El músculo psoas comienza la fase de balanceo impulsando el muslo hacia adelante. La fuerza que generan los isquiotibiales y glúteo mayor se da durante la segunda mitad de la fase de balanceo y el comienzo de la fase de apoyo, ahí es cuando los músculos isquiotibiales y los extensores de la cadera son los más activos. Los abductores y aductores mantienen una cocontracción para proporcionar la estabilidad de la cadera que se encuentra en apoyo. Los isquiotibiales y glúteo mayor extienden la cadera en el medio de la fase de apoyo para impulsar el cuerpo hacia adelante. Los músculos cuádriceps y el recto femoral se activan desde la última etapa de la fase de balanceo para preparar la extremidad para el contacto con el suelo y así absorber el impacto (Nicola TL, 2012).

1.7.4 La pelvis.

La pelvis, el sacro y las vértebras lumbares proporcionan estabilidad para tener una base estable a las extremidades para correr efectivamente. La pelvis se basa en la simetría para funcionar de la manera correcta durante el ciclo de carrera. Las disfunciones biomecánicas en la pelvis, conducen a la mayoría de las lesiones en los corredores e incluyen excesiva inclinación anterior de la pelvis, inclinación lateral excesiva y movimiento asimétrico de la cadera. La orientación anormal de la pelvis puede provocar una tensión excesiva en los isquiotibiales, que puede aumentar las tasas de lesiones. La mecánica pélvica anormal también puede contribuir a la lesión (Thelen D, 2006).

Normalmente, el rango de movimiento de flexión y extensión dentro de la pelvis durante la carrera está entre 5° y 7°. El rango de inclinación pélvica durante la carrera es de 10° a 15°. En el ciclo de carrera, al ser la fase de apoyo monopodal, el glúteo medio se contrae para mantener la estabilidad pélvica. La mecánica pélvica anormal, puede influir en la carrera y conducir a lesiones por uso excesivo; las lesiones pueden ser causadas por someter a los músculos que se adhieren a la pelvis a tensiones excesivas por el movimiento anormal de la pelvis. Se pueden tener músculos debilitados o alteración estructural como una escoliosis o una discrepancia en la longitud de la pierna (Brukner P, 2008).

1.7.5. El torso.

Todo el cuerpo desempeña un papel en la carrera, no solo en la extremidad inferior. La cadera y el movimiento de las extremidades inferiores requieren que la parte central del cuerpo sea fuerte y estable para permitir el movimiento y reducir el riesgo de las lesiones. Los músculos del Core ayudan a absorber y distribuir el impacto de las fuerzas y permitir movimientos corporales de una manera controlada y eficiente. En el Core son aproximadamente veintinueve músculos centrales que trabajan juntos para estabilizar la columna vertebral, la pelvis y la cadena cinética. Estos consisten en los músculos abdominales, músculos paraespinales, músculos de los glúteos, músculos del piso pélvico, los músculos de la cadera y el diafragma (Elliott B, 1979).

1.7.6. Extremidades superiores.

Los brazos desempeñan un papel muy importante durante la carrera para equilibrar y proporcionar estabilidad al corredor en movimiento. Como regla, cada movimiento de brazo equilibra la pierna opuesta durante la fase de balanceo. También se ha demostrado que contrarrestan eficazmente el impulso angular vertical durante la propulsión de la fase de apoyo, además ayudan a equilibrar el torso. El movimiento de brazos estabiliza el cuerpo durante la carrera y ayudan a las piernas a tener un movimiento más eficiente y un menor gasto de energía. En presencia de inestabilidad en la extremidad inferior el brazo lo compensará aumentando su movimiento o alejándose del tronco (Figura 6). Por último, los brazos oscilantes ayudan en la generación de impulso hacia adelante durante la carrera (Hamner S, 2010).

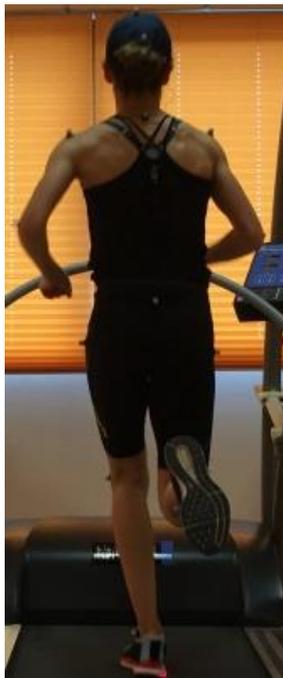


Figura 6: En presencia de inestabilidad en miembro inferior (pie de apoyo en eversión) el brazo lo compensará aumentando su movimiento o alejándose del tronco.

1.8 Práctica de carrera, riesgo y mecanismo de lesión.

Correr se ha considerado una actividad de bajo costo y puede ser implementado fácilmente. Aunque correr ha sido popular desde la década de 1970, la cantidad de corredores y eventos de carreras han aumentado constantemente desde el año 2000 (Fields KB, 2010).

En los Estados Unidos, más que 40,000,000 de personas corren, en Dinamarca y en los Países Bajos aproximadamente el 25% y el 12.5% de la población, respectivamente, corren de manera regular (Buist I, 2007). Los corredores principiantes parecen enfrentar un mayor riesgo de lesiones por cada 1000 horas de carrera que los corredores recreacionales. A pesar de los beneficios para la salud, las lesiones por correr son comunes, con tasas de incidencia que varían entre 18.2% y 92.4%, ó 6.8-59 lesiones por 1000 horas de exposición a correr. Las lesiones en los corredores son principalmente lesiones por uso excesivo que ocurren debido a la sobrecarga de las estructuras musculoesqueléticas, causadas por repetición o microtrauma durante un largo período de tiempo (Fuller CW, 2006).

Respecto a las lesiones dependiendo del sexo, Van der Worp (2015) en una revisión sistemática, describió que en general, las mujeres tenían un riesgo menor que los hombres para sufrir lesiones relacionadas con correr. Se encontró fuerte y moderada evidencia de que la historia de una lesión previa y de haber usado órtesis se asoció con un aumento en el riesgo de sufrir lesiones por correr. La edad, la actividad deportiva previa, correr sobre una superficie de concreto, participar en una maratón, la distancia semanal de carrera (30-39 millas) y correr con las mismas zapatillas durante 4 a 6 meses se asociaron con un mayor riesgo de lesiones en las mujeres que en los hombres. Una historia de lesiones anteriores, tener una experiencia de correr de 0-2 años, reiniciar la carrera y tener una distancia de más de 40 millas por semana se asociaron con un mayor riesgo de lesiones relacionadas con la carrera en los hombres.

Los tejidos con pobre irrigación sanguínea, como ligamentos, tendones y cartílagos, están particularmente en riesgo porque se adaptan más lentamente que los músculos al aumento de la carga mecánica. Hreljac (2004) sugirió que las lesiones deben evitarse no minimizando la tensión aplicada a una estructura, sino optimizando la cantidad y

frecuencia del estrés de la carga. Dada la naturaleza dinámica de la relación entre el estrés aplicado y la lesión, debe haber un nivel óptimo de aplicación de estrés para cualquier estructura biológica.

En una revisión sistemática realizada por Lopes et al (2012) se reportaron un total de 28 diferentes lesiones músculo-esqueléticas relacionadas con la carrera. Las lesiones más comunes informadas difieren entre corredores no ultramaratonistas y ultramaratonistas. La mayor tasa de incidencia en lesiones relacionadas con la carrera fue la tendinopatía rotuliana (22.7%) y la fascitis plantar (17,5%); la lesión más frecuente durante carreras de ultra maratón fue la tendinopatía de dorsiflexores del tobillo (29.6%). Otras lesiones con alta frecuencia fueron síndrome de estrés tibial medial y tendinopatía del Tendón de Aquiles. Para las lesiones relacionadas con las carreras de ultra maratón, la mayoría con frecuencia informó de la tendinopatía de Aquiles, síndrome patelofemoral y tendinopatía dorsiflexores del tobillo, como otras lesiones asociadas a la ultra maratón.

La **Fascitis Plantar** es considerada por los profesionales de la salud como una de las lesiones más comunes del pie y se caracteriza por ser un proceso degenerativo de la fascia plantar que causa dolor en el tubérculo del calcáneo medial durante la descarga de peso. La falla de la fascia en soportar las cargas aplicadas al cuerpo se describe comúnmente como el mecanismo de la fascitis plantar (McKean KA, 2006). Durante la carrera la carga excesiva generada en el músculo gastrocnemio y sóleo puede predisponer al desarrollo de **Tendinopatía Aquilea** en los corredores (Selvanetti A, 1997) que puede estar o no, asociada a la fascitis plantar.

El **Síndrome de estrés tibial medial** (también conocido como “shin splints”) es una de las lesiones más frecuentes. Hay dos razones posibles por qué el síndrome de estrés tibial medial es tan frecuente entre los corredores. El primero, es durante el aterrizaje y propulsión de correr; la contracción repetitiva del tibial posterior, sóleo y / o flexor de los dedos y los músculos largos generarían excesivo estrés en la tibia, lo que resulta en inflamación del periostio. El segundo es la capacidad insuficiente para la remodelación ósea constituida por el estrés repetitivo y persistente en la tibia causada no solo por la contracción muscular sino también en la reacción vertical del suelo durante la fase de aterrizaje en la carrera (Craig DI, 2008).

Por otro lado, el **Tendón Rotuliano** está expuesto a altas y repetitivas cargas excéntricas del músculo cuádriceps durante la carrera, lo que puede explicar la alta tasa de lesiones (Grau S, 2008) El **Síndrome Patelofemoral** fue común durante carreras de ultra maratón. La etiología más frecuentemente citada para el Síndrome Patelofemoral es el movimiento anormal de la patela, sumado a eso las altas cargas de compresión generadas por la contracción del músculo cuádriceps que conducen a un mayor estrés en la articulación (Satterthwaite P, 1999).

1.9. Evaluación biomecánica y kinesiológica de los corredores

Hay una serie de variaciones anatómicas que es importante tener en cuenta cuando se va a evaluar a un corredor que está lesionado o que simplemente quiere prevenir lesiones. La evaluación del corredor debe incluir un examen estático y dinámico. (Plastaras C, 2005), dentro de los puntos más importantes mencionados por la literatura, se encuentra la evaluación del **valgo del retropié y el varo del retropié**, que ocurren cuando el calcáneo está invertido o evertido en relación con la bisección de la tibia debido a posición de la Articulación Subtalar. Estas disfunciones del pie se han asociados con fascitis plantar, sesamoiditis y fracturas por estrés (Pohl M, 2008). Los corredores con los **pies en pronación** durante la fase de apoyo serán más propensos a tener sesamoiditis, fascitis plantar, tendinopatía de Aquiles, dolor medial de la tibia, tendinopatía patelar, dolor femorrotuliano, fracturas de estrés metatarsal, fracturas por estrés navicular y fracturas por estrés peroneo. La alineación de todo el miembro inferior puede verse afectada por pronación excesiva. Los corredores con **supinación excesiva** tienden a tener poca movilidad y no absorben de manera adecuada la carga del impacto en el primer apoyo, el resultado de una supinación excesiva es más fuerza distribuida a través del aspecto lateral del pie en los corredores y esto dará lugar a tendinopatía peronéa, fracturas por estrés metatarsal y fracturas por estrés fibular más a menudo que en un pie neutral (Brukner P, 2008)

La literatura informa de la **rigidez de la pantorrilla** en pacientes con fascitis plantar. La dorsiflexión del tobillo es necesaria durante el ciclo de carrera para permitir que el cuerpo pase sobre el pie; un Tendón de Aquiles tenso o corto limita la cantidad de dorsiflexión disponible durante la carrera, por lo tanto debe ser evaluado. (Rome K, 2001)

La **debilidad muscular proximal** debe ser tomada en cuenta. La disfunción del glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata o los músculos cuádriceps pueden contribuir a disfunciones de toda la extremidad inferior. La debilidad en estos músculos inhibe su capacidad de ayudar con la respuesta a la carga de la extremidad inferior, lo que resulta en una mayor transmisión de fuerza a las estructuras de apoyo del pie y a los estabilizadores pasivos. Además, la debilidad del glúteo medio, glúteo menor y tensor de la fascia lata puede acelerar la pronación de la extremidad inferior ya que se realiza una rotación interna del fémur (Sahrmann SA, 2000)

La **inclinación lateral excesiva de la pelvis** también puede ser causada por debilidad o poca flexibilidad en los grupos aductores o músculos abductores de la cadera; y por esto deben tomados en cuenta en la evaluación. Esta inclinación puede conducir a la incapacidad de la cadera y pelvis para mantenerse en un plano de movimiento normal. La asimetría pélvica puede ser causada por músculos tensos dentro de la cintura pélvica y el Core, o por anomalías estructurales, como la discrepancia en la longitud de la pierna o una escoliosis. Cuando la asimetría pélvica está presente y sin corregir, la carrera conducirá probablemente a lesiones por uso excesivo, que puede mejorar si se corrige la asimetría pélvica (Hodges P, 2003). Finalmente, si la pelvis aumenta el movimiento, habrá un mayor movimiento de la rodilla ipsilateral, cadera contralateral y la columna lumbar para compensar. La cadera limitada por la movilidad de los flexores puede cambiar la orientación de la pelvis anteriormente y puede colocar la columna lumbar en una posición no neutra y conduce a dolor de espalda baja. Esto causará tensión en el isquiotibiales también. Además, la debilidad en los abductores de cadera conduce a condiciones tales como síndrome de dolor patelofemoral. Ciertas desviaciones estructurales y biomecánicas desde la norma en corredores pueden y dará lugar a tipos específicos de lesiones. (Hodges P, 2003).

En el ANEXO I se resumen las disfunciones en cada una de las articulaciones que pueden conducir a lesiones por uso excesivo en corredores.

1.10 Variables kinesiológicas objeto de estudio.

El campo de la salud está en permanente cambio y evolución, a medida que las nuevas investigaciones y la experiencia clínica amplían nuestro conocimiento, se requieren modificaciones en las modalidades de evaluación, tratamiento y entrenamiento. Es por esto que proponemos una evaluación integral analizando variables específicas que se ven relacionadas con la carrera. En el siguiente apartado se detallan las variables kinesiológicas seleccionadas luego de realizar la revisión de la bibliografía. Se toman en cuenta estas porque a partir de la evidencia actual se demuestra que son las que tienen más relación con las lesiones más frecuentes en los corredores (los detalles de su descripción, valoración, referencias y evidencias científicas se presentan en el ANEXO II).

El **drop navicular** es el descenso que tiene el hueso navicular al aplicarle la carga del peso corporal. Esta caída navicular está asociada con parámetros biomecánicos específicos de la carrera. (Brody TM 1982). El *Navicular Drop Test* positivo se ha relacionado con una excesiva pronación, rotación interna de tibia, lesiones del Ligamento Cruzado Anterior, estrés tibial (periostitis) y al síndrome de estrés tibial medial.

El **Mecanismo de Windlass**, este mecanismo está formado por la parte medial de la aponeurosis plantar, que se origina en el tubérculo medial del calcáneo y se inserta en los huesos sesamoideos de la primera Articulación Metatarsofalángica (MTF) y la base de las falanges proximales. Este mecanismo describe la posición resultante cuando la fascia plantar se tensa a medida que los dedos de los pies se extienden. Se considera que la dorsiflexión pasiva de la articulación MTF tira de la fascia plantar lo que desencadena los movimientos de medio pie y ante pie, todo esto como un mecanismo automático que no necesita intervención muscular. Durante la fase terminal de la fase de apoyo, la extensión del hallux hace que la aponeurosis plantar se tense, esto tiene como resultado facilitar la supinación del pie, que es un aspecto crítico para aumentar la fuerza de propulsión hacia adelante y levantar el pie de manera eficiente durante la carrera (Fuller EA, 2000). De no existir esos movimientos se genera una sobrecarga muscular, ligamentosa y tendinosa en el pie, tobillo y pantorrilla; lo se convierte en una de las posibles causas de la fascitis plantar en los corredores, además puede verse relacionado con sobrecarga muscular en todo el miembro inferior, rupturas musculares y tendinosis en la pantorrilla. El *drop*

navicular, sumado a un mecanismo Windlass ineficiente se puede observar como una pronación excesiva.

Otra de las variables a tomar en cuenta es la **alineación del miembro inferior**. En este caso se debe de tomar en cuenta la **rotación tibial y rotación de fémur**. La rotación tibial excesiva está asociada con la génesis de Síndrome Patelo Femoral y el Síndrome de la Banda iliotibial, ya que afecta la presión de contacto femorrotuliana y la fricción de la banda iliotibial. Una rotación tibial excesiva se ve relacionada con la disfunción en el pie, debilidad en las pruebas funcionales, rigidez de gastrocnemio, debilidad de la musculatura de la cadera, excesivo ángulo Q, compresión patelar o tilt patelar; y un retardo en el timing del VMO / VL, lo que puede ser el origen de muchas de las lesiones en las rodillas de los corredores.

En cuanto a la alineación de las rodillas en el plano frontal se puede mencionar el **genu valgo y genu varo**. En presencia de genu valgo el área lateral de la articulación tibiofemoral va a tener mayores fuerzas compresivas, lo que se ve relacionado con problemas de tipo meniscales por fuerzas de compresión, mientras que la parte medial recibe fuerzas de tensión (tracción), bajo este tipo de fuerza la estructura que se ve afectada en la mayoría de los casos es el Ligamento Lateral Medial. En genu varo, se puede observar un aumento de las fuerzas de tensión (tracción) en la parte lateral de la rodilla, lo que deja expuesto al Ligamento Lateral Externo a mayores cargas tensiles. En el aspecto medial de la articulación se indica la presencia de fuerzas de compresión, lo que aumenta las cargas compresivas sobre los meniscos.

Una variable relevante es la **inclinación pélvica en el plano frontal**. Se debe tener en cuenta que la banda iliotibial y el glúteo medio tienen la función de estabilizar lateralmente la cadera y la rodilla, así como limitar la aducción de la cadera y la rotación interna de la rodilla. La aducción excesiva de la cadera puede aumentar la tensión de tracción en la banda iliotibial durante la fase de apoyo en la carrera (Hamill J, 2008). Además la inhibición, debilidad o acortamiento de estos músculos se ve relacionado con la inestabilidad de la pelvis en el plano frontal, dolor en la parte anterior de la rodilla y Síndrome de la Banda iliotibial.

El desbalance muscular en la pelvis en el plano sagital puede generar una **inclinación pélvica** en este plano y la columna puede compensar las disfunciones que ocurren

durante la carrera. Correr es un movimiento complejo que requiere coordinación intersegmentaria muy precisa para crear impulso hacia adelante. Dado la naturaleza integrada de correr, es posible que un movimiento mal coordinado de la pelvis y la columna vertebral pudiera resultar en estrés tisular anormal no solo en la parte inferior de la espalda, sino también dentro de estructuras más distales de las extremidades inferiores. La inclinación lateral o rotación excesiva del tronco son un indicador de debilidad o inestabilidad en el miembro inferior

Otro mecanismo compensatorio que se debe tener en cuenta es la **extremidad superior**. El movimiento de los brazos se produce para contrarrestar el momento angular de rotación de las piernas oscilantes. El cruce excesivo o separación excesiva de los brazos del tronco, es un indicador de la falta de estabilidad del movimiento de la parte inferior del cuerpo. **Los músculos del Core** tienen un papel muy importante dentro de la carrera ya que esta musculatura tiene la función de dar estabilidad y “*stiffness*” a la columna vertebral y a la extremidad superior. Estos músculos actúan para dar rigidez al torso y su función principalmente es prevenir el movimiento excesivo en los segmentos vertebrales. Una inadecuada función de esta musculatura puede conducir a una carga espinal anormal, tensión muscular o lesión a estructuras vertebrales, todas las cuales se han asociado con un mayor riesgo de dolor lumbar.

1.10 Variables biomecánicas objeto de estudio.

Numerosos estudios recientes han identificado una biomecánica anormal en personas con lesiones que son específicas de la carrera. Sin embargo, la gran mayoría de estos estudios utilizaron avanzados métodos tecnológicos, que son caros y poco comunes en la práctica clínica estándar. Muchas de las anomalías cinemáticas identificadas en corredores con lesiones se pueden medir utilizando un simple análisis de ejecución bidimensional (2D) basado en video usando herramientas que son de fácil acceso. El enfoque principal de este plan de análisis es identificar los factores biomecánicos relacionados con lesiones comunes en corredores. Un análisis biomecánico de la carrera debe ser un componente integral de la evaluación, ya sea para los corredores que están lesionados o para la prevención de lesiones, para complementar un examen físico y una historia completa.

Para el análisis biomecánico propuesto en este trabajo se incluyen los puntos tomados en cuenta por Sousa 2015 (los detalles de su descripción, valoración, referencias y evidencias científicas se presentan en el ANEXO III). Dentro de ellos se incluye un análisis por medio de video desde una vista lateral y una vista posterior.

En la vista lateral se evalúa el **patrón de pisada** que hace referencia a la parte del pie que primero contacta con el suelo, identificándose tres patrones típicos (de retropié, medio pie y antepié). La **inclinación del pie** en el contacto inicial es el ángulo creado por la suela del zapato y la cinta de la caminadora e indica el ángulo del pie en el contacto inicial. El **ángulo tibial** en la respuesta a la carga es la alineación vertical de la parte inferior de la pierna durante la respuesta de carga; este puede ser un indicador valioso de la mecánica de la zancada. En cuanto a la **flexión de rodilla** durante la fase de apoyo se incluyen el pico máximo de flexión de la rodilla y la excursión de la articulación de la rodilla durante esta fase. La **extensión de cadera** es la última etapa de la fase de apoyo y es la forma en que se desplaza hacia adelante el cuerpo en la carrera. La **inclinación del tronco** es una variable que ha recibido poca atención en la literatura científica; muchos estilos de carrera actualmente le dan mucho énfasis a esta variable y facilita el desplazamiento en el plano horizontal. La **sobrepisada** se describe como un aumento en la longitud del paso. Por último se toma en cuenta el **desplazamiento vertical** del centro de masa.

Dentro de las variables adicionales que se toman en cuenta están el sonido que se produce al correr y la cadencia. Tomando en cuenta **el sonido** se sabe que un mayor ruido al golpear la cinta puede estar asociado con fuerzas de mayor impacto. La **Cadencia** óptima es una variable que se debe de tener en cuenta ya que se puede reducir el movimiento vertical del centro de gravedad, se disminuye el impulso de frenado y se utiliza mejor la energía mecánica absorbida en la rodilla. La cadencia óptima ha sido un área de debate, con algunos sugieren que aproximadamente 180 pasos por minuto son ideales.

Desde un punto de vista posterior se tienen en cuenta **la base de soporte**, que es el ancho del paso de carrera y este puede variar en función de la velocidad, pero también puede ser relacionado con lesiones comunes. La **eversión del talón** es la alineación que se observa en la zapatilla en la vista posterior. La pronación del pie en los corredores es una variable que ha recibido considerable atención durante muchos años. Un componente

de la pronación del pie que puede evaluarse es la eversión del talón. **El ángulo de progresión del pie** es la posición del plano transversal del pie durante la fase de apoyo. **La rotación del talón** es un indicativo de la posición del pie en el último contacto de la fase de apoyo y su respectivo movimiento en la fase de balanceo. Se debe tener en cuenta que la posición de salida del paso va a influenciar de forma directa a la cadena cinemática y de ahí su importancia. En cuanto a la **“ventana” de la rodilla** se debe tener en cuenta que esta variable es una manifestación de la excesiva aducción del fémur, rotación interna del fémur y valgo excesivo en la rodilla, los cuales han estado implicados en lesiones de carrera. Por último la **caída de la pelvis** en el plano frontal, indica la cantidad de caída o la oblicuidad pélvica máxima durante la fase de apoyo. La caída pélvica excesiva durante la carrera contribuye a la aducción excesiva de la cadera, una variable que se ha relacionado con numerosas lesiones en movimiento.

A pesar de que en los últimos apartados se han descrito diferentes mecanismos asociados a la lesión en los corredores, así como posibles soluciones para las disfunciones detectadas, ningún estudio hace un seguimiento longitudinal de las mismas. En otras palabras, los estudios son de corte transversal o retrospectivo, pero no prospectivos. Así, la mayor parte de ellos hablan sobre la incidencia lesiva, pero muy poco sobre la prevención (entendida como la confirmación, a largo plazo, de la efectividad de un entrenamiento o tratamiento).

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivos generales.

- Seleccionar, a partir de los estudios existentes, las variables kinesiológicas y biomecánicas que tienen mayor relación con las lesiones típicas de los corredores.
- Diseñar un protocolo integral de valoración kinesiológica y biomecánica en corredores.
- Aplicar dicho protocolo en un grupo de corredores, haciendo un seguimiento en el tiempo de los mismos.

2.2 Objetivos específicos.

- Interpretar los resultados de la valoración, así como de los informes resultantes de las pruebas aplicadas, para su utilización en la programación de la prevención, rehabilitación, readaptación o en el entrenamiento deportivo específico del corredor.
- Recopilar datos relacionados con disfunciones, asimetrías, debilidad, dolor o zonas con potencial riesgo de lesión en la carrera.
- Realizar recomendaciones individualizadas de ejercicios de prevención, o que aceleren y garanticen el proceso de readaptación funcional del deportista.
- Controlar la evolución del deportista por medio de escalas específicas de valoración.
- Generar informes que tengan los resultados cuantitativos y cualitativos más relevantes, tanto para elaborar las recomendaciones individuales como para el seguimiento de los corredores

3. METODOLOGÍA EMPLEADA

3.1 Participantes

Los participantes fueron 4 mujeres (edad $28. \pm \text{SD}$ años, peso $55.3 \pm \text{SD}$ kg, talla $170.2 \pm \text{SD}$ cm, experiencia $10.5 \pm \text{SD}$ años, Frec. Entr. $6.3 \pm \text{SD}$ días/semana) y 2 hombres (edad $25.5 \pm \text{SD}$ años, peso $70 \text{kg} \pm \text{SD}$ kg y talla $182 \pm \text{SD}$ cm, Frec. Entr. $4.5 \pm \text{SD}$ días/semana) de distintos niveles de rendimiento o práctica de carrera (Tabla 1). Los participantes debían ser personas que corrieran regularmente, mínimo dos días, máximo de seis días y que presentaran alguna molestia articular o muscular o un historial de lesiones con algunas de ellas no resuelta. Los seis participantes formaron parte de la tercera fase del estudio, que se describirá a continuación. Además, dos de ellos (una mujer y un hombre) fueron seguidos en el tiempo, después de haberles realizado las recomendaciones individuales.

3.2 Fases de ejecución y procedimiento.

Fases de ejecución: La primera fase fue realizar una revisión de la bibliografía para determinar las variables kinesiológicas y biomecánicas más importantes que se relacionan con las lesiones de los corredores, esta revisión inicio en el mes de Diciembre de 2017 y

continuó hasta Marzo de 2018. En ella se consultaron las siguientes bases de datos: Pubmed, ScienceDirect, Cinahl plus with full text, Embase, Cochrane, utilizando principalmente cuatro palabras clave Kinesiológica, Biomecánica, Corredores, Lesiones. Paralelamente en el tiempo, la segunda fase fue diseñar el protocolo de valoración, teniendo en cuenta las variables encontradas en la literatura científica. Por último, la tercera fase fue la aplicación del protocolo a los corredores y la realización del análisis de los datos para relacionarlos con la clínica del corredor. Esta etapa abarcó los meses de Marzo hasta Junio de 2018, utilizándose un trípode, un teléfono celular con cámara a alta velocidad para realizar los videos y fotos (iPhone 6), un inclinómetro (Starret AM-2 (36080), una cinta métrica (estándar), una camilla (estándar), una cinta para correr (h/p cosmos,2011).

Procedimiento: Los corredores fueron citados en el Laboratorio con su material habitual de entrenamiento (zapatillas y vestimenta corta). Allí fueron informados de las pruebas que se les realizarían, dentro de las cuales se incluyen una anamnesis, la valoración kinesiológica (test postural y pruebas específicas) y la valoración biomecánica de la carrera, que serán descritas con mayor detalle a continuación. Cada evaluación duró aproximadamente una hora y media, durante la cual se tomaron un total de 57 variables aparte de la anamnesis del corredor: 27 variables de postura, 14 de pruebas específicas y 16 de análisis biomecánico (los detalles y el protocolo que se diseñó para la aplicación de las valoraciones se presentan en el ANEXO IV)

ANAMNESIS: El primer paso de la valoración fue recolectar datos importantes relacionados con la historia clínica e historia deportiva de los atletas. Dentro de los datos están el nombre, edad, deporte, peso, dominancia, años de correr, tipo de zapatillas, antigüedad de las zapatillas, kilómetros de las zapatillas, días de entrenamiento a la semana, uso de plantillas, superficie de la carrera, entrenamiento extra, entrenamiento de fuerzas, molestias al correr, historial de lesiones (en la tabla 1 se detalla la sintomatología de cada uno de los participantes)

VALORACIÓN KINESIOLÓGICA: Esta valoración está formada por dos apartados diferentes. El primer apartado es el test postural y el segundo son pruebas específicas de miembro inferior, miembro superior y tronco. A continuación se describe cada una de las valoraciones.

Tabla 1.-Características de los seis corredores participantes en el estudio

Participante	Sexo	Edad (años)	Peso (kg)	Talla (cm)	Exper. (años)	Nivel competitivo	Fr Entren. (días/sem)	Sintomatología
Participante 1	Femenino	41	65	172	9	Amateur	6	Dolor lumbar. Hernia de disco L1-L2. Dolor Sacroilíaco.
Participante 2	Masculino	28	65	181	15	Alto nivel	6	Está en fase de recuperación de una cirugía del Tendón de Aquiles de la pierna derecha. Dolor en la rodilla derecha.
Participante 3	Femenino	27	50	174	15	Alto nivel	6	Historial de dolor en la rodilla derecha y en el TFL. Y dolor en la rodilla izquierda
Participante 4	Femenino	26	54	171	12	Alto nivel	7	Sobrecarga en el gastrocnemio derecho. Molestia en el Isquiotibial derecho.
Participante 5	Femenino	18	52	164	6	Alto nivel	6	Dolor en cintilla iliotibial izquierda, ruptura muscular en la pantorrilla izquierda.
Participante 6	Masculino	23	75	183	3.5	Amateur	3 días	Dolor en la cadera derecha. Dolor y tensión en el TFL izquierdo. Dolor en la rodilla izquierda.

Test postural: Se realizó una evaluación de la postura por medio de la observación. La valoración postural se realizó en tres planos (plano anterior, plano posterior y lateral derecho). En cada plano se evaluaron los siguientes puntos; plano frontal: estructura y alineación del pie, posición de los arcos del pie, forma y tamaño de los gemelos, posición de las rodillas, rotaciones de tibia y fémur, posición de la patela, forma y tamaño del cuádriceps, altura de la espina iliaca antero superior, alineación del tronco, altura de los pezones, altura de los hombros, alineación de la cabeza. En la vista posterior se tomó en cuenta la alineación del tendón de Aquiles, forma y tamaño del sóleo y gastronemio, forma y tamaño de los isquiotibiales, simetría del pliegue glúteo, altura de la espina iliaca postero superior, espacio entre el tronco y el brazo, posición de la escápula, alineación de la columna vertebral, altura de los hombros. En el plano lateral se tomó en cuenta la plomada, posición de las rodillas, posición de la pelvis, posición de la columna lumbar, posición de la columna dorsal, posición de los hombros y posición de la cabeza. A la hora de aplicar el test postural se anotaron todas las asimetrías óseas y de tejidos blandos.

Pruebas específicas: Las pruebas específicas seleccionadas fueron las que según la bibliografía se relacionan más con las lesiones de los corredores, a continuación se describe cada una de las pruebas.

Extensión del Hallux y Mecanismo Windlass: El método para determinar si el mecanismo de Windlass está presente ha sido descrito en la literatura como prueba de Hubscher o Jack Test. Se considera que la dorsiflexión pasiva de la articulación MTF tira de la fascia plantar lo que desencadena los movimientos de medio pie y ante pie, todo esto como un mecanismo automático que no necesita intervención muscular. Para realizar esta prueba se realiza una extensión pasiva de hallux y se observan los movimientos que se producen en el pie y pierna de la persona. En los resultados del test se indica si está presente o ausente el Mecanismo Windlass.

Navicular drop test: Para evaluar la caída del navicular primero, se marca la tuberosidad navicular. Luego, se mide la altura del hueso navicular con la articulación subastragalina en neutral y la persona soportando la mayor parte del peso en la extremidad contralateral. Finalmente, se hace que el paciente asuma el mismo peso en ambos pies y se vuelve a medir la altura del navicular. La diferencia entre la primera y la segunda medición es la caída navicular. Una diferencia de >10 mm se considera una pronación excesiva del pie. Si bien la diferencia >10 mm se considera una pronación excesiva del pie, también existe

la especulación de que <5 mm de caída navicular podría asociarse con un tipo de pie limitado o un pie supinado (Magee, 2006).

Dorsiflexión en cadena cinemática cerrada: Para esta evaluación se utilizó un inclinómetro posicionado en la parte media y anterior de la tibia. Se realizó la evaluación con flexión del tobillo con la rodilla en flexión y extensión. Un valor menor de 35°-38° puede ser considerado como restricción (Bennell, 1998)

Longitud de miembro interior: Para esta prueba se utilizó el “*Long Sitting Test*” en el cual el paciente está en posición supina con las piernas rectas. El examinador palpa ambos maléolos y compara la altura de ambos. En posición normal deben de estar alineados, cuando existe alguna discrepancia en la longitud del miembro inferior o tensiones musculares anormales, se notará un maléolo más arriba o más abajo que el otro. (Magee D, 2014).



Figura 7. En la prueba se observa la diferencia en la altura de los maléolos.

Test de Thomas: Se usa para evaluar una contractura de flexión de la cadera. El paciente está en decúbito supino mientras el examinador flexiona una de las caderas llevando la rodilla al pecho. Si no hay contractura de flexión, la cadera que se está evaluando permanece en la camilla. Si una contractura está presente, la pierna se eleva de la camilla y es indicador de que el músculo psoas está corto. Otro músculo que se puede evaluar es el recto anterior y su longitud se manifiesta en la posición de la rodilla, en un recto anterior de longitud normal la flexión de la rodilla debe estar cerca de los 90° de flexión, cuando este músculo está corto la rodilla está con mayor rango de extensión. Para ambos músculos el ángulo de contractura se puede medir (Magee D, 2014)



Figura 8. En la imagen se muestra un Test de Thomas positivo para el músculo recto anterior.

Test de Ely: El paciente está boca abajo en la camilla y el examinador pasivamente flexiona la rodilla. Este es el test de confirmación para los hallazgos de acortamiento de recto anterior en el Test de Thomas. Al flexionar la rodilla la cadera del paciente se va a flexionar cuando el test es positivo ya que el músculo recto anterior la genera una tracción que se manifiesta en una flexión de cadera (Magee D, 2014).



Figura 9: Efecto de la tracción que genera el músculo recto anterior sobre la cadera de una persona con este músculo acortado.

Single leg squat test: Esta prueba tiene como objetivo evaluar la fuerza de los músculos estabilizadores de la cadera, principalmente la acción del glúteo medio. En esta prueba se evalúo principalmente la posición de la rodilla con respecto al tobillo y pie, inclinación o rotación de tronco, inclinación pélvica y control del movimiento. La prueba es positiva cuando se puede observar valgo en la rodilla, inclinación o rotación del tronco excesiva (Kay M, 2011).



Figura 10. En la imagen se muestra un test positivo, se muestra la incapacidad de los músculos estabilizadores de la cadera para controlar el movimiento.

Hip scour test: El paciente está en posición supina, el examinador flexiona la cadera de manera pasiva hasta el mayor rango posible, seguidamente se realiza rotación interna y aducción para aumentar el estrés en la articulación coxofemoral y todas las estructuras relacionadas. El test es positivo cuando el paciente manifiesta dolor. El dolor o la reproducción de los síntomas en la cadera puede estar relacionado con capsulitis, disfunciones osteocondrales, alteraciones en el acetábulo o síndrome de pinzamiento anterior de la cadera (Magee D, 2014).



Figura 11: Hip scour test.

Pruebas de resistencia isométrica para Core: Después de una breve demostración técnica, e instrucciones detalladas, los participantes fueron evaluados individualmente. Los valores de referencia utilizados para el plank anterior son los propuestos por Strand S. 2014 e indica que como mínimo la posición de *plank* anterior se debe de mantener en los hombres amateur de 1'50", mujeres 1'12", los hombres de alto nivel 3'20", mujeres alto nivel 2'22". Para el *plank lateral* se usaron como referencia los datos aportados por McGill, 2002, que indica que los hombres deben mantener la posición mínimo 1'35"- 1'39" y las mujeres 1'15" – 1'18".

Longitud muscular de dorsal ancho: La longitud del dorsal ancho se estimó como la distancia desde el epicóndilo lateral a la superficie de la mesa de exploración con los brazos posicionados en flexión máxima mientras los participantes están en decúbito supino con las rodillas dobladas y la columna lumbar en contacto total con la mesa. Como referencia las manos deben de llegar a contactar con la camilla cuando la longitud del dorsal ancho es la adecuada (Shahid, 2012).

Longitud muscular del pectoral menor: El paciente en decúbito supino, los brazos al lado o descansando sobre el abdomen en posición relajada. Con la ayuda del ángulo recto plástico transparente rígido estándar, se mide la distancia entre el borde posterior del acromion y la camilla. Una distancia superior a 2,54 cm (1 pulgada) sugiere un pectoral menor corto, además que en esta posición pueden observarse asimetrías entre ambos lados (Jain S, 2014)

VALORACIÓN BIOMECÁNICA. Para el análisis biomecánico propuesto para este trabajo se incluyen los puntos tomados en cuenta por Sousa 2015, (los detalles de su descripción, valoración, referencias y evidencias científicas se presentan en el ANEXO III)

Sousa 2015, utiliza nueve marcadores que son los que se utilizaron en las evaluaciones de esta propuesta: apófisis espinosa de C7, espinas ilíacas postero superiores, espina ilíaca anterosuperior, trocánter mayor, línea lateral de la articulación de la rodilla, maléolo externo del tobillo, punto medio de la pantorrilla, porción inferior y superior de la parte posterior de zapato, cabeza del quinto metatarsiano. Dentro de las variables biomecánicas propuestas por Sousa 2015 se tomaron en cuenta las siguientes para el análisis biomecánico, en la vista lateral: patrón de pisada, inclinación del pie en el contacto inicial, ángulo tibial en la respuesta a la carga, flexión de rodilla durante la fase de apoyo, extensión de cadera la última etapa de la fase de apoyo, inclinación del tronco, sobrepisada, desplazamiento vertical del centro de masa. En la vista posterior se toman en cuenta la base de apoyo, eversión del talón, progresión del ángulo del pie, rotación del talón, la ventana de la rodilla y la caída pélvica.

4. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y/O APORTACIONES

4.1 Aplicación de los protocolos de valoración kinesiológica y biomecánica

En primera fase de valoración se incluyeron seis corredores, a los cuales se les valoró la postura, se aplicaron pruebas específicas para extremidad inferior, extremidad superior y tronco, además se realizó una evaluación biomecánica por medio de análisis de video (los detalles de los resultados del test postural, pruebas específicas y análisis biomecánico se presentan en el ANEXO V)

Los principales resultados de esta fase se pueden consultar en el Anexo V. Así, en la Tabla 1 del mencionado anexo se presentan los resultados de la vista anterior, y observamos que cuatro de los seis corredores presentaron alteración en la altura de los hombros y espinas iliacas antero superior. Seguidamente la mitad de los corredores no tenían el tronco alineado correctamente. Dos de los seis presentaron alteración en la altura de los pezones, rotación de la tibia y estructura del pie. Por último las variables menos observadas fueron problemas relacionados con la alineación de la cabeza, forma y tamaño del cuádriceps-gemelos y ubicación de la patela. Además ninguno de ellos presentaba alteración en la alineación de las rodillas (i.e., genu varum-genu valgo)

En la Tabla 2, se presentan los resultados del test postural desde una visión posterior en los seis participantes. Desde una vista posterior los hallazgos más relevantes fueron que cuatro de los seis corredores tenían alteraciones en la altura de los hombros, alineación de la columna vertebral, estabilidad escapular, altura de las espinas iliacas postero superiores y la alineación del tendón de Aquiles. Tres de los seis tenían alteración en el espacio entre el tronco y el brazo (lo que confirma tres de las alteraciones observadas en la columna vertebral, el cuarto hallazgo en columna era en el plano sagital por lo tanto no se observa desde este punto de vista). Otras variables como la forma y tamaño del sóleo, el pliegue glúteo y la forma y tamaño de los isquiotibiales no mostraron alteraciones relevantes.

Los resultados de la visión lateral del test postural se encuentran en la Tabla 3. El hallazgo más relevante fue que cinco de los seis participantes presentaron antepulsión de hombros. En la mitad de los corredores se encontró la cabeza adelantada y alteraciones

en la posición de la pelvis. La alineación de columna lumbar y la plomada se vio alterada en dos de los seis corredores. Ninguno de ellos presentó alteración de las rodillas desde este punto de vista (i.e., genu recurvatum).

En la Tabla 4, se presentan los resultados de las pruebas específicas en extremidades inferiores (EEII), superiores (EESS) y tronco realizados en los seis participantes. En cuanto a las pruebas de extremidad inferior el hallazgo más relevante fue que el 100% de los corredores evaluados tuvo el Test de Ely positivo, es decir, los seis corredores presentaron un recto anterior corto (todos de manera bilateral). De la misma manera, el 100% de los participantes presentaron alteraciones en la prueba de *single leg squat* (cinco lo presentaron de manera bilateral y uno de ellos unilateral). En cuanto a la prueba de longitud de miembro inferior y la prueba de longitud del pectoral menor, cuatro de los seis presentaron alteraciones en la prueba. Cabe destacar que de los cuatro casos de discrepancia en la longitud de los miembros inferiores, se sospechó que dos de ellos eran funcionales y otros dos estructurales, recomendando a estos últimos la realización de pruebas más específicas (i.e., teleradiografía de miembros inferiores). La mitad de los corredores presentaron limitación en la extensión del hallux, ausencia del Mecanismo de Windlass y un test de Thomas positivo. Un resultado importante es que el mismo participante (número 6) fue el único en tener alteraciones en las pruebas de *drop navicular*, *hip scour test* y un dorsal ancho corto, estas tres alteraciones no estuvieron presentes en ninguno de los otros casos. Por último, ninguno de los participantes presentó limitación en la dorsiflexión del tobillo.

También en la Tabla 4 del mismo Anexo se presentan los resultados de las pruebas del tronco se muestran en cinco corredores, ya que uno de ellos no realizó las pruebas por decisión personal. En cuanto al *plank* anterior tres de los cinco participantes alcanzaron menor tiempo del esperado en esa posición (i.e. hombres amateur menos de 1'50", mujeres amateur menos de 1'12", hombres alto nivel menos de 3'20", mujeres alto nivel menos de 2'22"). Respecto al *plank* lateral, tres no cumplieron con el tiempo estimado de forma bilateral (i.e. hombres menos de 1'35"- 1'39" y mujeres menos de 1'15" – 1'18"), y dos de ellos no cumplieron el tiempo de manera unilateral, lo que puede indicar una asimetría en la fuerza del tronco.

Los resultados del análisis biomecánico realizado en los seis participantes se presentan en la Tabla 5. De los seis corredores tres presentaron un patrón de pisada en talón y tres

de ellos en medio pie. Respecto al ángulo de la tibia al contactar el suelo y descargar el peso, cuatro de ellos lo hicieron de manera vertical, uno en flexión y uno en extensión. La variable que se encontró alterada con mayor prevalencia fue la sobrepisada y la cadencia en cinco de los seis corredores. Un hallazgo importante es que en la variable de la ventana de la rodilla, esta valoración se encontró alterada en las cuatro mujeres que participaron en el estudio (en los dos hombres esta variable no presentó alteración). Respecto a la caída de la pelvis se encontró alterado en cuatro de los seis corredores, coincidiendo exactamente con los mismos corredores que manifestaron alteración en la prueba de *single leg squat*. De los seis corredores cuatro también presentaron alteración en la rotación del talón durante la fase de recobro de la pierna. La mitad de los corredores presentó alteración en la eversión del talón. Otras variables como la flexión de la rodilla, la inclinación del tronco y el desplazamiento vertical no mostraron alteraciones relevantes ni predominantes en los corredores.

4.2 Seguimiento de los corredores

En la segunda fase, se siguió en el tiempo la evolución de dos corredores, para obtener los resultados iniciales y una revaloración después de realizar las recomendaciones orientativas por un periodo de aproximadamente entre 4 y 6 semanas (los detalles de los resultados del test postural, pruebas específicas y análisis biomecánico pre y post recomendaciones se presentan en el ANEXO V)

En la Tabla 6, del Anexo V se presentan los resultados del test postural (visión anterior) en los dos participantes, en la valoración pre y post recomendaciones orientativas. Para el participante uno los cambios más importantes fueron en la alineación del tronco y estructura del pie, sin diferencias en la alineación de la cabeza y altura de los hombros, las demás variables no presentaron alteración en la primera evaluación. En el participante dos se corrigió la rotación de la tibia de la pierna derecha así como la estructura del pie de manera bilateral, sin cambios en la altura de los hombros, la alineación del tronco, la altura de las espinas iliacas antero superiores y forma – tamaño del cuádriceps.

Los resultados del test postural (visión posterior) en los dos participantes, se encuentran en la Tabla 7. El hallazgo más importante en el participante uno fue que el tronco ya no se encontraba rotado en la segunda valoración, no se encontraron cambios en la altura de los hombros, escápula, forma y tamaño del sóleo ni en la alineación del Tendón de

Aquiles. En el participante dos la función y posición de las escápulas mejoró poco, más no está completamente finalizado el tratamiento de esa zona, las variables que no presentaron cambios fueron la altura de los hombros, la columna vertebral, el espacio entre el tronco y el brazo, la altura de las espinas ilíacas postero superiores, pliegue glúteo, forma y tamaño del sóleo y alineación del Tendón de Aquiles.

En la Tabla 8, se detallan los resultados del test postural (visión lateral) en los dos participantes. En el participante uno un gran hallazgo fue que la posición de la pelvis mejoró (en la primera evaluación estaba en retroversión y en la segunda ya estaba en posición normal), las pruebas que no presentaron cambio fue la posición de la cabeza y posición del hombro. El segundo participante presentó mejoría en la curvatura en columna lumbar, en la primera evaluación se encontraba con una mínima rectificación relacionada con la retroversión de la pelvis. La posición del hombro fue la variable que no presentó cambios relevantes, por lo tanto se le indicó que debe seguir con las recomendaciones.

Los resultados de las pruebas específicas en extremidades inferiores (EEII), superiores (EESS) y tronco realizados en los dos participantes se encuentran en el Tabla 9, del Anexo V. En el participante uno se encontraron cambios y mejoría en las pruebas de extensión del hallux (bilateral), Mecanismo Windlass (bilateral), *single leg squat* (bilateral) y en el *plank* lateral izquierdo, y no en el Test de Ely y la longitud del pectoral menor en lado izquierdo. Es importante reseñar que presentaba molestias al correr en la primera valoración, y no en la segunda. El participante dos presentó cambios muy importantes y significativos en la extensión del hallux, el Mecanismo Windlass y el drop navicular (en la primera evaluación fue de 15mm y en la segunda fue de 10mm). En *hip scour test* presento dolor solo al combinar flexión con rotación interna y ya no a la flexión como en la primera evaluación. El test de Thomas, Test de Ely, Single Leg Squat y la longitud del pectoral menor mejoraron respecto a la primera valoración pero aún no se encuentran dentro de los parámetros esperados, es por eso que se le indicó que debe de seguir con las recomendaciones indicadas. La prueba de longitud de la extremidad inferior no presentó ningún cambio y se le recomendó realizar pruebas más específicas para confirmar o descartar que se trate de un problema estructural. En cuanto a las sensaciones del participante dos, indicó que notó más libertad de movimiento, dejó de notar dolor en algunos de los ejercicios prescritos en las recomendaciones y que al pasar de las semanas ya podía hacer los ejercicios sin molestias. Ya no tiene dolor en la cadera

derecha y se le indicó que podía iniciar con la carrera (en el momento de la primera evaluación no podía correr de manera regular por el dolor en la cadera derecha y rodilla izquierda).

La Tabla 10 del Anexo V muestra los resultados del análisis biomecánico realizado en los dos participantes. El participante uno tuvo alteración en los datos esperados en la primera evaluación en la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo, eversión del talón, rotación del talón, ventana de la rodilla, caída de la pelvis y la cadencia. En la segunda evaluación mejoraron todas ellas excepto la ventana de la rodilla. Las demás variables analizadas no estaban alteradas en la primera evaluación. El participante dos tuvo alterado en la primera evaluación la inclinación del tronco, la sobrepisada y la rotación del talón, de las cuales ninguna presentó ningún cambio en la segunda evaluación. Las demás valoraciones no estaban alteradas y las que se encontraron alteradas tienen poca relación con la sintomatología del participante.

5. DISCUSIÓN

En función de los resultados encontrados en la primera fase, se realizaron una serie de recomendaciones a los corredores, para que las incluyeran en sus rutinas de entrenamiento. Por ejemplo, la participante tres, tuvo hallazgos relevantes relacionados con la sintomatología, dentro de ellos estuvieron el hueso iliaco derecho más elevado, el tronco y la pelvis rotados a la izquierda, recto anterior corto bilateralmente y debilidad de glúteo medio bilateral (Anexo V, Tabla 1, 2, 3 y 4). En este caso se refirió a fisioterapeuta especialista en Terapia Manual Ortopédica – Osteopatía para corregir la disfunción de pelvis y tronco, además de ejercicios para activar glúteo medio en cadena cinemática cerrada, estiramientos para recto anterior y entrenamiento para el Core. Tomando en cuenta los hallazgos de la evaluación física y la sintomatología de la participante se puede relacionar la disfunción en la pelvis con el dolor en la Banda Iliotibial. La mecánica pélvica anormal, puede influir en la carrera y conducir a lesiones por uso excesivo, el dolor puede ser causado por someter a los músculos que se adhieren a la pelvis a tensiones excesivas por el movimiento anormal de la pelvis, se pueden tener músculos debilitados o alteración estructural como una escoliosis o una discrepancia en la longitud de la pierna (Brukner P, 2008). La caída pélvica excesiva por debilidad del glúteo medio durante la carrera contribuye a la aducción excesiva de la cadera, una variable que se ha

relacionado con numerosas lesiones en movimiento (Nicola TL, 2012). Por tanto, los hallazgos de la evaluación estática, se confirman en la evaluación dinámica y coinciden con la sintomatología de la participante 3 (Figura 12).



Figura 12. (Izquierda) Valoración desde una vista posterior del Test Postural. (Derecha) Análisis biomecánico de la carrera por medio de video. La compensación del tronco es típica de la disfunción de la pelvis y de la sintomatología de la corredora (Síndrome de la Banda Iliotibial)

Respecto a las alteraciones posturales detectadas en los seis participantes, cuatro de ellos presentaron alteración en la altura de los hombros y espinas iliacas antero superior (Anexo V, Tabla 1 y 2). Esto se puede asociar a la diferencia en entre la altura de las espinas iliacas y la posición de los hombros, ya que la inclinación pélvica y la discrepancia en la longitud de la extremidad inferior también tiende a influir en la orientación de la cabeza y otras partes del cuerpo. La hipertonía del cuadrado lumbar o dorsal ancho puede causar una inclinación pélvica lateral y modificar la posición de los huesos iliacos. Hallazgos radiológicos o medidas de la longitud de las piernas se pueden utilizar para descartar discrepancias estructurales de longitud de pierna. Sin embargo, la inclinación pélvica lateral, por lo general, se asocia con el acortamiento funcional de una pierna, secundaria a desequilibrios musculares. Los músculos que contribuyen a acortamiento de la pierna son los aductores de cadera, iliopsoas y cuadrado lumbar. Un músculo dorsal ancho ipsilateral acortado también puede crear un acortamiento funcional de la pierna a través de la elevación de la pelvis desde el tronco. Por otro lado, un músculo piriforme corto puede contribuir a esta disfunción así como un hueso iliaco hacia posterior o anterior (Janda 1995; Page, 2010). En tres de los seis participantes se detectó que el tronco no estaba alineado, si se analiza en plano frontal se relaciona completamente con la altura

de las espinas ilíacas antes mencionado, si se analiza el movimiento del tronco en el plano transversal, la rotación de la pelvis en este plano a menudo está asociado con rotación medial de la cadera en el lado hacia el cual gira la pelvis (Sahrmann 2001). Por los hallazgos de esta prueba, la altura de los huesos ilíacos y de los hombros, así como la alineación del tronco, deben ser variables registradas en la valoración kinesiológica del corredor.

Desde la vista posterior, tomando en cuenta la alineación del tendón de Aquiles, cuatro de los seis presentaron alteraciones en esta prueba. Además, dos de ellos presentaron alteración en la estructura del pie, el cual, debe ser lo suficientemente flexible como para adaptarse a superficies irregulares y absorber el choque, si el Tendón de Aquiles tiende estar en valgo (como en el caso de los cuatro corredores), la alineación de los arcos del pie cambia y por lo tanto estas funciones se ven reducidas lo que provoca un soporte muscular inadecuado que conduce a un estrés excesivo en las diversas articulaciones en el pie y en las articulaciones proximales de la cadena cinética. Los desequilibrios musculares en la cadena cinética inferior también pueden alterar la alineación del tendón de Aquiles y el equilibrio preciso del pie y con el tiempo puede causar tensiones del tendón. Es relevante tener en cuenta esta variable para el análisis kinesiológico de la carrera, además del pie y el tobillo, que desempeñan un papel importante en el soporte de peso y la propulsión durante la carrera. Sería aconsejable la realización de ejercicios para la movilidad articular del pie y ejercicios específicos para mejorar la función de la musculatura intrínseca del pie de manera regular para mantener su adecuado funcionamiento.

En la vista lateral, de los seis participantes, cinco presentaron una posición de antepulsión de hombros (Anexo V, Tabla 3) asociados a una posición de la cabeza adelantada, generalmente resultando en una posición de hombro redondeada típica de lo que se observa en un Síndrome Cruzado Superior. El Dr. Janda describió el desarrollo de una reacción en cadena, es decir, algunos músculos se acortan (pectoral mayor y menor, trapecio superior, elevador de la escápula y esternocleidomastoideo) y otros se inhiben (trapecio medio e inferior, serrato mayor y romboides) (Janda 1995; Page, 2010). Esto traerá patrones de desequilibrio muscular predecibles que pueden verse aumentados con la técnica de carrera y las actividades de la vida diaria que incrementan esta mala postura, es por eso que los ejercicios posturales y específicos para estos músculos deben

ser incluidos en el plan de entrenamiento de los corredores para evitar que el desbalance muscular aumente y llegue a ser sintomático e interferir con la carrera

En las pruebas específicas, todos los participantes presentaron alteración en la longitud del músculo recto anterior (Anexo V, Tabla 4), lo que nos lleva a pensar que puede tratarse de una adaptación funcional, ya que en cinco de ellos este acortamiento no se relaciona con sintomatología alguna (solamente la participante uno presentaba dolor lumbar que puede estar relacionado a este hallazgo). Este músculo, al estar activo en las fases de apoyo y balanceo de la carrera y ser biarticular tiene una función doble que puede contribuir al aumento en la tensión. En la fase de apoyo actúa como extensor de rodilla y en la fase de balanceo actúa excéntricamente ya que su función es impedir la traslación posterior de la tibia al flexionar la rodilla. Podemos suponer que puede provocar cambios en la posición de la pelvis en la fase final del impulso de la fase de apoyo, pero no hay evidencia que respalden estos hallazgos, por lo que una nueva línea de investigación en este campo es necesaria. Otra de las pruebas que tuvo resultados negativos en todos los participantes (Anexo V, Tabla 4) fue la prueba para medir la capacidad del glúteo medio para estabilizar la pelvis en actividades monopodales (*Single Leg Squat*). Estos resultados pueden tener relación con los hallazgos en la basculación de la pelvis de los corredores, ya que cuando se tiene una alteración articular o una restricción del movimiento, la activación refleja de estos músculos no se lleva a cabo de manera automática, la información propioceptiva ascendente es incorrecta y por lo tanto la señal de respuesta también, no lográndose la estabilización refleja y produciéndose patrones motores y de movimiento aberrantes. Además cuatro de los cinco participantes tuvieron un rendimiento inferior en la fuerza de la musculatura del tronco y estos resultados pueden estar relacionados con ese desbalance en la pelvis o a la falta de entrenamiento de esta zona (Panjabi 1992. Cook G, 2010). Por los resultados obtenidos, dentro de las recomendaciones principales en cada uno de los casos fue trabajar en conjunto con el fisioterapeuta-osteópata las restricciones musculares, articulares o miofasciales de la musculatura de la pelvis y extremidad inferior, porque mientras existan esas restricciones la activación refleja no se obtendrá. Además para el bajo rendimiento en las pruebas del tronco se recomendó realizar ejercicios específicos para mejorar la fuerza y estabilidad del Core.

La relación entre la prueba de *Single Leg Squat* y el *plank* lateral fue analizada en un estudio realizado por Kay M, 2011, donde la fuerza de abducción de la cadera fue un 29% más baja y fuerza lateral del tronco (medida con la prueba del puente lateral) fue 23% más bajo al compararlo con personas que tenían un buen desempeño en la sentadilla de una sola pierna. Confirmando la teoría expuesta por Kay, los datos en nuestras valoraciones presentan resultados similares ya que cuatro de los cinco participantes presentaron alteración en la prueba de *Single Leg Squat* y además realizaron menor tiempo del esperado en la prueba de *plank* lateral. Por lo que se demuestra las interrelaciones entre la función de los músculos de la cadera (fuerza o control neuromotor), y la función de los músculos del tronco. Es por esto que ambas pruebas deben incluirse en los protocolos de evaluación. Además, de cara al entrenamiento, deben diseñarse ejercicios tomando como eje central la cadena muscular y no músculos aislados.

En las pruebas del análisis biomecánico (Anexo V. Tabla 5) la mitad de los participantes presentaron un patrón de pisada de mediopié y la otra mitad tuvieron un apoyo en talón, (cuatro de ellos eran competidores y los dos amateur). Los resultados indican que de los tres que presentaron patrón en talón, dos de ellos fueron los amateur lo que coincide con la literatura científica que dice que la frecuencia de manifestación de este tipo de apoyo en corredores es menor del 30%. Se conoce que los atletas de más nivel suelen adoptar un patrón de pisada más adelantado, que les permite entrenar y competir a velocidades superiores a 20 km/h (Ogueta-Alday 2016). Sin embargo, la frecuencia de zancada fue insuficiente en 5/6 corredores (i.e., más cercana a 80 que a 90 rpm), y la sobrepisada excesiva. Esto es contrario a lo esperado, porque según se ha demostrado, este patrón sólo sería típico de corredores sin experiencia que empiezan a entrenar (Gómez-Molina et al. 2017, JSCR), teniendo los participantes bastante experiencia (mínimo 3.5 años y máximo 15 años). Se puede concluir que un pequeño aumento en la cadencia puede reducir sustancialmente la carga de las articulaciones de la cadera y la rodilla durante la carrera, y puede ser un cambio beneficioso en la prevención y el tratamiento de lesiones comunes relacionadas con la carrera (Heiderscheit B, 2011). Por ello, a todos se les recomendó que utilizaran mayor frecuencia de zancada con apoyo de *feedback*, ya que la línea de estudios en este tema han demostrado que este tipo de entrenamiento es retenido en el tiempo (Morgan C, 2017). También se les recomendó usar una zancada

más corta y con más frecuencia ya que esto parece reducir la magnitud de varios factores biomecánicos clave asociados con lesiones de carrera (Schubert AG, 2014).

Como se puede ver en la Tabla 5 del Anexo V, las cuatro mujeres que participaron en las valoraciones tuvieron la prueba de la ventana de la rodilla con resultados positivos, es decir, la ventana de la rodilla estaba cerrada, lo que se puede observar como un valgo funcional de rodilla. En los dos hombres que participaron esta prueba fue negativa. Los resultados de múltiples estudios muestran que la cinemática de la rodilla es fuertemente afectado por el ángulo Q (Asseln M, 2013), es por esto que las mujeres pueden presentar más manifestación de movimiento en las rodillas que los hombres. Se conoce que el ángulo Q de las mujeres es mayor que en los hombres por la estructura anatómica de la pelvis de cada uno y eso se puede manifestar en la carrera. Este ángulo Q aumentado sumado a la falta de estabilidad y fuerza muscular de la cadera se ve reflejado en el resultado de esta prueba y en la alta frecuencia de lesiones de rodillas en mujeres que corren (lesiones por rodillas en valgo). Es por eso que dentro del entrenamiento se deben de incluir ejercicios para activar los músculos de la cadera y fortalecer la musculatura de toda la extremidad inferior para que las cargas sean absorbidas por los músculos y no por las articulaciones, ligamento o tendones. Se debe trabajar sobre esos factores que son los modificables porque en la estructura anatómica no se pueden generar cambios.

Existe evidencia científica de alta calidad que establece la naturaleza predictiva o asociativa entre la fuerza abductora de la cadera y las lesiones durante la carrera (Matthew D, 2017). Es por eso que la valoración de *Single Leg Squat* es una herramienta que puede ser utilizada al seleccionar las opciones de evaluación y tratamiento dirigido a los hallazgos de los corredores, además es una valoración de la fuerza y estabilidad abductora de manera monopodal y en cadena cinemática cerrada, similar al gesto deportivo de la carrera. Estudios de alta calidad indican que la evaluación clínica de la sentadilla a una sola pierna puede ser capaz para identificar personas con disfunción muscular de la cadera (estos datos están respaldados con mediciones electromiográficas). En relación con la carrera, la teoría predominante es que la función aberrante de los músculos de la cadera se manifiestan como cadera y/o rodilla con movimientos y biomecánica alteradas durante tareas funcionales (i.e., caminar, correr, ambulación de escaleras, saltos y aterrizajes) (Kay M, 2011). De ahí la relación entre la prueba de *Single Leg Squat* y la basculación pélvica alterada en el análisis biomecánico de la carrera, lo

que hace que esta prueba sea una herramienta práctica y de fácil aplicación para la evaluación de los corredores y la prescripción de entrenamiento.

Una de las pruebas biomecánicas que tuvo mayor alteración en los corredores fue la rotación del talón en la fase de recobro, cuatro de los seis presentaron alteraciones (Tabla 5 del Anexo V). En esta variable se debe tener en cuenta que durante la fase de apoyo las tensiones musculares son altas y todo lo que pasa durante la misma puede afectar a los movimientos que se dan en la fase de balanceo. Las tensiones musculares en la cadera y la posición de la pelvis pueden afectar la posición de salida del pie. Lo anterior se manifiesta en la fase de balanceo, donde, por ejemplo, los rotadores externos de cadera cortos modifican la posición del pie al aterrizaje y salida, y eso cambia el movimiento del talón en la fase de balanceo. Recientemente Souza R, 2015 demostró que las mujeres tenían el doble de probabilidades de demostrar un rotación de talón hacia lateral, los corredores con sobrepeso tenían rotaciones más hacia medial en comparación con los corredores normales y con bajo peso, eso nos lleva a pensar que el género y la cantidad de carga de peso afecta directamente la fase de balanceo al igual que las tensiones musculares en la fase de apoyo. Es por esto que, en los corredores analizados (sin sobrepeso), se debe de tener en cuenta esta variable, realizando algunos de los ejercicios comentados en párrafos anteriores, además de ejercicios específicos de técnica de carrera.

Una relación importante que se debe de destacar es la que existe entre la eversión del talón (pronación), el tipo de calzado y la alineación del tendón de Aquiles. La eversión del talón se ve relacionada directamente con la función de la extremidad inferior. La debilidad de la musculatura proximal de la pierna puede provocar rotación interna del fémur lo que aumenta la posibilidad de que los arcos del pie colapsen al cargar el peso durante la fase de apoyo. Al rotar el fémur y caer los arcos del pie, la tibia rota internamente lo que provoca cambios en la alineación del Tendón de Aquiles, es por eso que se debe de tener en cuenta toda la extremidad inferior para valorar y prescribir los ejercicios para este hallazgo en específico. Se debe de tener en cuenta que el tipo de calzado utilizado puede influir en el movimiento del pie y aumentar la inestabilidad, lo que provoca más eversión del talón, y que se manifiesten los mecanismos anteriores. Además, ha sido sugerido que a los corredores con excesiva eversión de calcáneo se les recomiende el uso de plantillas específicas o un calzado que aporten resistencia a la pronación (Ogueta-Alday, 2016).

Además, para valorar la sensibilidad del protocolo diseñado a los cambios inducidos por las recomendaciones realizadas, dos de los corredores fueron seguidos en el tiempo y se realizó otra valoración aproximadamente seis semanas después de la primera. En el participante uno, se encontraron cambios positivos en la alineación del tronco y en la estructura del pie (Anexo V, Tabla 6). Respecto a los cambios obtenidos en la segunda evaluación en la alineación del tronco, estos se pueden relacionar con la Articulación Sacro Iliaca, ya que en la primera evaluación la derecha se encontraba bloqueada. Siguiendo el protocolo se refirió a Fisioterapia-Osteopatía para corregir el problema y en la segunda evaluación la Articulación Sacro Iliaca derecha tenía movilidad normal. Al bloquearse la Articulación Sacro Iliaca se puede alterar la dinámica de movimiento lumbar lo que se manifiesta con una rotación en el tronco (Schamberger W, 2016). Las pruebas de pie mejoraron porque se prescribieron ejercicios específicos para mejorar la extensión del Hallux y para mejorar la dinámica funcional del pie. Las variables que no mejoraron fueron la alineación de la cabeza y la altura de los hombros, esto puede relacionarse a la posición que mantiene el participante uno en su jornada laboral y puede ser una adaptación a esa posición mantenida. Las demás variables no presentaron alteración en la primera evaluación. En cuanto a los resultados del análisis biomecánico, el participante uno mejoró 4 de las 5 pruebas que estaban alteradas en la primera evaluación (flexión de rodilla, eversión del talón, rotación del talón, caída de la pelvis y la cadencia). Respecto a las primeras cuatro pruebas la mejoría se debió a que se prescribieron ejercicios específicos para las disfunciones encontradas por lo tanto se obtuvo un cambio a nivel de rangos de movimiento articular y cambios en la tensión ejercida por los músculos lo que se manifestó en una mejor técnica de carrera, además se le recomendó cambiar las zapatillas para unas más estables y eso colaboró a reducir el nivel de eversión del talón, en cuanto a la cadencia, de igual manera se le dieron las guías prácticas para lograr el paso adecuado y entrenar de esa manera y en la segunda evaluación eso se vio modificado.

El participante dos mejoró en la mayoría de las pruebas específicas gracias a los ejercicios prescritos dentro de los cuales tuvo ejercicios de movilidad para el hallux, movilidad del pie, la cadera y el hombro, ejercicios de activación de glúteo medio y Core, ejercicios de fuerza funcional para la extremidad inferior y ejercicios específicos para mejorar la dinámica articular según las disfunciones encontradas. Además la constancia en las sesiones de Terapia Física fue buena y eso ayudó en los resultados obtenidos en

la segunda valoración. Sin embargo en el test de postura se tuvieron cambios poco relevantes. Analizando las pruebas específicas de la longitud de extremidad inferior y la vista frontal y posterior del test postural llegamos a la conclusión que puede tratarse de un problema estructural en la longitud de la pierna izquierda (respecto a la altura de los huesos ilíacos) y no a un acortamiento funcional de la pierna derecha, es por eso que se requieren más estudios específicos para confirmar esta teoría. En las pruebas biomecánicas el participante dos no tuvo cambios significantes, esto se debe a que su problema principal no es la técnica de carrera, si no más que todo a un problema postural, además los hallazgos encontrados en las pruebas biomecánicas son poco relevantes y no están relacionados con la sintomatología.

6. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS.

A partir de la revisión bibliográfica del presente trabajo se han seleccionado un total de 57 variables (41 kinesiológicas y 16 biomecánicas) que han permitido diseñar un protocolo integral de valoración en corredores. Este protocolo ha sido aplicado a seis corredores, empleando un tiempo medio de 1.5 horas para su valoración, con el objetivo de seleccionar aquellas que fueran más relevantes por su relación con la sintomatología. Además, se ha seguido en el tiempo a dos corredores, para comprobar la efectividad de diferentes pautas de trabajo físico y fisioterapéutico en las variables que se mostraban alteradas. Después de ello, a nivel general, se han observado una serie de alteraciones comunes, y se propone realizar una serie de trabajos físicos y fisioterapéuticos en personas que practican este deporte.

Después de realizar la revisión de la bibliografía, el protocolo fue diseñado relacionando las cadenas cinemática de la carrera y los mecanismos de lesión de cada una de las afecciones que son más frecuentes en los corredores; de ahí se seleccionaron pruebas específicas que dieran datos de cada una de las estructuras analizadas y relacionadas con el mecanismo de lesión.

Entre las alteraciones más relevantes se han encontrado la posición de la pelvis, la función del pie y la relación entre la función del Core y la extremidad inferior. Estas son variables que deben ser evaluadas minuciosamente en los corredores, por su asociación con las lesiones más comunes del deporte. Por un lado, se deben incluir dentro de la

programación semanal ejercicios enfocados a la mejora de la movilidad y la función de la musculatura intrínseca del pie. Por el otro, también se deben de programar ejercicios para mejorar la fuerza y estabilidad de los músculos del Core, preferentemente de manera monopodal y en cadena cinemática cerrada. Además las disfunciones en la posición de la pelvis deben ser tratadas específicamente por el profesional indicado (Fisioterapeuta-Osteópata)

Dentro de los resultados más importantes se encontraron desbalances musculares en la extremidad inferior y debilidad de los músculos estabilizadores de la pelvis, por ello es importante incluir ejercicios para trabajar la movilidad de la cadera, estiramiento de los músculos acortados, activación de la musculatura estabilizadora de pelvis en cadena cinemática cerrada y ejercicios que trabajen la fuerza de manera funcional, es decir entrenar la cadena muscular, de manera monopodal y en cadena cinemática cerrada para que tenga una mejor transferencia a la carrera. Además dentro de los ejercicios preventivos se deben de incluir los que están relacionados con el Síndrome Cruzado Superior, específicamente, ejercicios de estiramiento para pectoral mayor y menor, trapecio superior, elevador de la escápula y esternocleidomastoideo y ejercicios de activación para trapecio medio e inferior, serrato mayor y romboides.

El trabajo en equipo con un fisioterapeuta especialista en Terapia Manual Ortopédica puede acelerar el proceso de recuperación de las lesiones en los corredores, ya que se debe de hacer un trabajo articular y miofascial específico para que los ejercicios que se prescriben sean efectivos.

El motivo principal de la intervención como profesionales de la salud es reducir la sintomatología y mejorar el rendimiento en los corredores, después de las recomendaciones orientativas los participantes manifestaron menos dolor y esa es la finalidad de las evaluaciones que se aplican en el campo de salud, por lo tanto, este protocolo puede ser de utilidad para la evaluación física de los corredores y para la prescripción de ejercicios específicos que ayuden prevenir lesiones y recuperar a los corredores lesionados.

7. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.

Para las evaluaciones en el futuro se podría incluir pruebas para el cuadrado lumbar y tensor de la fascia lata, ya que juegan un papel muy importante en la cadena cinemática de la carrera. Además una escala para la valoración del dolor de manera objetiva, para ello se propone el uso de la Escala Visual Análoga (EVA). Dentro de los proyectos a desarrollar a partir de Setiembre del 2018 en Mobility Freedom Institute, está incluir dentro de los servicios que se ofrecen el Análisis Biomecánico para corredores, actualmente es un servicio que no se presta y con la elaboración de este trabajo se tienen las herramientas para poder ofrecer el servicio a los corredores de Costa Rica. A partir de Setiembre, poder supervisar los ejercicios que se le recomiendan a cada corredor será una de las fortalezas del proyecto, ya que a partir de Setiembre si se contará con el equipo de trabajo (Fisioterapeutas, entrenadores en el gimnasio y entrenadores de la carrera) para poder tener acceso a los corredores y seguir de cerca el proceso de tratamiento, rehabilitación o de prevención de lesiones.

8. VALORACIÓN PERSONAL Y REFLEXIÓN CRÍTICA.

Realizar una revisión de la bibliografía relacionada con la carrera me hizo prestar atención a detalles que no estaba tomando en cuenta o que pensaba que no eran significativos a la hora de correr. Gracias a esa gran revisión pude tener más herramientas para aplicar ese conocimiento al diseño del protocolo específico para la evaluación de los corredores y a seleccionar mejor los ejercicios específicos para los corredores, tanto para los que se encuentran lesionados como para los que quieren prevenir lesiones.

La principal dificultad de la elaboración de este trabajo fue encontrar un fisioterapeuta de confianza para poder referir a los pacientes y tener un canal de comunicación sólido. La segunda dificultad fue poder tener un control directo sobre las recomendaciones dadas a cada corredor, al ser recomendaciones orientativas no se puede tener control del proceso en su totalidad, sin embargo estas dificultades no impidieron en ningún momento el desarrollo del trabajo.

9. BIBLIOGRAFÍA.

- Asseln M. The Q-Angle And Its Effect On Active Knee Joint Kinematics – A Simulation Study. Biomed Tech 2013; 58 (Suppl. 1) © 2013 By Walter De Gruyter · Berlin · Boston.
- Bennell KL, Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. Aust Physiother. 1998;44(3):175-180.
- Brody TM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am 1982;13:541-58
- Brukner P, Khan K. Biomechanics of Common Sporting Injuries. In: Clinical sports medicine. 3rd edition. Sydney (Australia): McGraw-Hill; 2008. p. 40–61.
- Buist I, Bredeweg SW, Lemmink KA, et al. The GRONORUN study: is a graded training program for novice runners effective in preventing running related injuries? Design of a randomized controlled trial. BMC Musculoskelet Disord. 2007;8:24.
- Cook G. Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment, Corrective Strategies 1st Edition. 2010
- Clinical Kinesiology and Anatomy Lynn S. Lippert. 4e. 2006
- Craig DI. Medial tibial stress syndrome: evidence-based prevention. J Athl Train 2008 May-Jun; 43 (3): 316-8
- David J Magee, Orthopedic Physical Assessment, 4th Edition. Elsevier Science (2006).
- David J Magee, Orthopedic Physical Assessment, 6th Edition. Elsevier Science (2014)
- Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. Clin Sports Med 2010;29(3):347– 64.
- Dugan S, Bhat K. Biomechanics and analysis of running gait. Phys Med Rehabil Clin North Am 2005;16(3):603–21.
- Elliott B, Blanksby B. A biomechanical analysis of the male jogging action. J Human Move Stud 1979;5;42–51.
- Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC (2010) Prevention of running injuries. Curr Sports Med Rep 9: 176–182
- Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, et al. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. Br J Sports Med 2006 Mar; 40 (3): 193-201
- Fuller EA. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. J Am Podiatr Med Assoc 2000;90:35–46, <http://dx.doi.org/10.7547/87507315-90-1-35>.
- Gomez-Molina, J, Ogueta-Alday, A, Stickley, C, Tobalina, JC, Cabrejas-Ugartondo, J, and García-Lo´pez, J. Differences in spatiotemporal parameters between trained runners and untrained participants. J Strength Cond Res 31(8): 2169–2175, 2017
- Grau S, Maiwald C, Krauss I, et al. What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners? J Biomech 2008; 41 (9): 2042-6
- Hamill J, Miller R, Noehren B, Davis I. A prospective study of iliotibial band strain in runners. Clin Biomech (Bristol Avon) 2008;23(8):1018–25
- Hamner S, Seth A, Delp S. Muscle contributions to propulsion and support during running. J Biomech 2010;43(14):2709–16.

- Heiderscheit B, Chumanov E, Michalski M, et al. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2011; 43:296Y302.
- Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am* 2003;34(2):245–54.
- Hreljac A (2004) Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 36: 845–849. PMID: 15126720
- Jain S, Shukla Y. “To find the intra-rater reliability & concurrent validity of two methods of measuring Pectoralis Minor tightness in Periarthritic Shoulder patients.” *Indian Journal Of Physical Therapy* 2013;1(2):34-38
- James SL, Jones, DC. Biomechanical aspects of distance running injuries. In: Cavanaugh PR, editor. *Biomechanics of distance running*. Champaign (IL): Human Kinetics Books; 2009. p. 249–70.
- James SL, Jones, DC. Biomechanical aspects of distance running injuries. In: Cavanaugh PR, editor. *Biomechanics of distance running*. Champaign (IL): Human Kinetics Books; 1990. p. 249–70.
- Kay M. Crossley. Performance on the Single-Leg Squat Task Indicates Hip Abductor Muscle Function. *Am J Sports Med* 2011 39: 866 originally published online February 18, 2011
- *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 2e. Donald A. Neumann . 2009
- Lieberman D, Madhusudhan V, Werbel W, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010;463:531–5
- Lopes, A, Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries?: A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 42(10), 891–905
- Matthew D. Hip abductor strength and lower extremity running related injury in distance runners: A systematic review. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20 (2017) 349–355
- McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clin J Sport Med* 2006 Mar; 16 (2): 149-54
- Morley J, Decker L, Dierks T, et al. Effects of varying amounts of pronation on the medial ground reaction forces during barefoot versus shod running. *J Appl Biomech* 2010;26(2):205–14.
- Morgan C. Manipulating Cadence for Gait Re-training in Runners. *Current Sports Medicine Reports* · November 2017
- Nicola TL, The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med.* 2012 Apr;31(2):187-201. doi: 10.1016/j.csm.2011.10.001. Epub 2011 Dec 15.
- Novacheck T. The biomechanics of running. *Gait and Posture* 7 (1998) 77–95
- Ounpuu S. The biomechanics of walking and running. *Clin Sport Med* 1994;13(4): 843–63.
- Panjabi. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders* 5(4):383-9; discussion 397 · 1992

- Page P. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance, The Janda Approach. 2010
- Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. Clin Orthop Relat Res 1983; (177): 9–15.
- Pink M, Perry J, Houglum P, et al. Lower extremity range of motion in the recreational sport runner. Am J Sports Med 1994;22(4):541–9.
- Plastaras C, Rittenberg J, Rittenberg K, et al. Comprehensive functional evaluation of the injured runner. Phys Med Rehabil Clin North Am 2005;16:623–49.
- Pohl M, Mullineaux D, Milner C, et al. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. J Biomech 2008;41(6):1160 –5.
- Prilutsky B, Zatsiorsky V. Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. J Biomech 1994;27(1): 25–34.
- Reber L, Perry J, Pink M. Muscular control of the ankle in running. Am J Sports Med 1993;21(6):805–10.
- Rome K, Howe T, Haslock I. Risk factors associated with the development of plantar heel pain in athletes. Foot. 2001;11:119–125.
- Sahrmann SA. Movement impairment syndromes at the hip. In: Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. St Louis, MO: Mosby; 2002: 121–193.
- Satterthwaite P, Norton R, Larmer P, et al. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. Br J Sports Med 1999 Feb; 33 (1): 22-6
- Sousa R. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis Phys Med Rehabil Clin N Am - (2015)
- Souza R, Medial and Lateral Heel Whips: Prevalence and Characteristics in Recreational Runners. American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. 2015
- Schache A, Bennell K, Blanch P, et al. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. Gait and Posture 1999;10:30 – 47.
- Schamberger W. Malalignment Syndrome in Runners. Phys Med Rehabil Clin N Am 27 (2016) 237–317
- Selvanetti A, Cipolla M, Puddu G. Overuse tendon injuries: basic science and classification. Oper Tech Sports Med 1997; 5 (3): 110-7
- Shahidi et al.: Reliability and group differences in quantitative cervicothoracic measures among individuals with and without chronic neck pain. BMC Musculoskeletal Disorders 2012 13:215
- Sinning W, Forsyth H. Lower-limb actions while running at different velocities. Med Sci Sports 1970;2:28–34.
- Stuart McGill. Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention an Rehabilitation. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002.
- Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. Br J Sports Med 2002 Apr; 36 (2): 95-101

- Thelen D, Chumanov E, Sherry M, et al. Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exerc Sport Sci Rev* 2006;34(3):135– 41.
- Tweed J, Campbell J, Avil S. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc* 2008;98(6):436 – 44.
- Van der Worp, M. P., ten Haaf, D. S. M., van Cingel, R., de Wijer, A., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Staal, J. B. (2015). Injuries in Runners; A Systematic Review on Risk Factors and Sex Differences. *PLoS ONE*, 10(2), e0114937
- Vormittag K, Calonje R, Briner WW. Foot and ankle injuries in the barefoot sports. *Curr Sports Med Rep* 2009;8(5):262– 6.

10. ANEXOS

ANEXO I: Resumen de las disfunciones en cada una de las articulaciones que pueden conducir a lesiones por uso excesivo en corredores.

ANEXO II: Variables kinesiológicas objeto de estudio.

ANEXO III: Variables biomecánicas objeto de estudio.

ANEXO IV: Protocolo de evaluación diseñado.

ANEXO V: Tablas de resultados.

ANEXO I

Resumen de las disfunciones en cada una de las articulaciones que pueden conducir a lesiones por uso excesivo en corredores (adaptado de Nicola TL, 2012)

Lesión	Pelvis	Cadera	Rodilla	Tobillo	Pie
Síndrome BIT	Aumento basculación anterior o posterior. Elevación del iliaco	Aumento de la aducción Anteversión cuello femoral	Genu varum		
Tendinopatía tibial posterior					Hiper pronación Hipo pronación
Lesión de isquiotibiales	Basculación anterior pélvica excesiva. Elevación del iliaco			Pie equino	
Dolor Patelofemoral	Basculación pélvica anterior	Debilidad abductores. Rotación interna femoral	Excesivo ángulo Q Genu varum Rotación interna tibial.		Pronación excesiva
Fracturas por estrés		Aumento de la aducción de cadera	Rotación medial patela Patela hipermóvil Genu varum		Retropié varo Supinación excesiva Pronación excesiva
Tendinopatía de Aquiles			Rotación interna tibial.	Pie equino	Pronación excesiva
Sesamoiditis					Pronación excesiva Antepié en valgo
Dolor lumbar	Basculación pélvica anterior. Elevación del iliaco	Discrepancia en miembros inferiores			
Estrés tibial medial					Pronación excesiva
Fascitis plantar				Limitación en dorsiflexión	Antepié en valgo o varo Pronación excesiva Supinación excesiva Pie equino Poca extensión del hallux Ausencia Mecanismo Windlass
Disfunción SI	Aumento de la rotación de la pelvis Disfunción ilíaca	Debilidad o inhibición muscular			
Tendinosis patelar	Tilt pélvico anterior		Genu varum Genu valgum		Pronación excesiva
Tendinosis peronéa					Supinación excesiva

BIT: Banda iliotibial; SI: Sacroilíaca

ANEXO II. Variables kinesiológicas objeto de estudio

1. Navicular drop

Existe evidencia que sugiere que las medidas de caída navicular están asociadas con parámetros biomecánicos específicos de la carrera, además, la posición del pie en relación con el centro de masa de todo el cuerpo puede afectar la mecánica de la extremidad inferior. La prueba de caída de Navicular (Navicular Drop Test) fue descrita por primera vez por Brody en 1982 como un medio de cuantificar la cantidad de pronación del pie en los corredores (Figura 1). Su intención es representar el desplazamiento del plano sagital de la tuberosidad navicular desde una posición neutral a una posición relajada al ponerse de pie. Un navicular normal se mueve entre 6-8mm al cambiar de posición y se considera anormal o excesivo cuando está entre 10-15mm o más (Brody TM 1982).

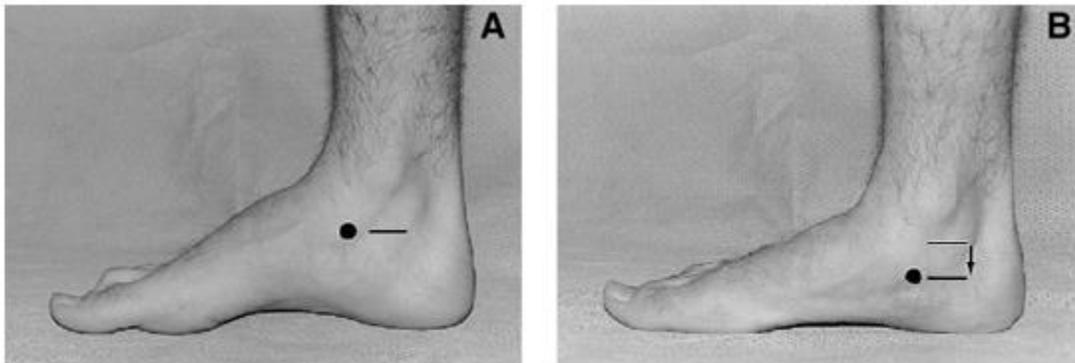


Figura 1: Medición del Drop Navicular. La altura de la tuberosidad del navicular es medida en posición neutral (A) y en posición de carga (B). La cantidad de desplazamiento es medida

Se ha informado una caída navicular excesiva en pacientes con antecedentes de rupturas del Ligamento Cruzado Anterior (Beckett ME, 1992) y se cree que aumenta el riesgo de de estrés tibial (periostitis) y al síndrome de estrés tibial medial. También puede ayudar a identificar a las personas que se beneficiarían de las órtesis prefabricadas y la actividad modificada en aquellos con síndrome de dolor patelofemoral.

Trimble 2002 también informó de una relación moderada entre la caída del navicular y la traslación tibial y la hipótesis de que la pronación excesiva, medida por caída navicular, aumenta la tibia rotación interna y torsión tibiofemoral interna y por lo tanto se dan

transferencias de altas cargas de fuerza al Ligamento Cruzado Anterior lo que se relaciona con lesiones.

Headlee et al 2008 también encontraron un NDT (*Navicular Drop Test*) positivo como indicativo de fatiga muscular intrínseca plantar. Se ha sugerido que la medición de la posición navicular puede proporcionar información más útil sobre la función del pie en la marcha normal que las mediciones del retropié en casos en que el navicular experimenta un mayor desplazamiento que el calcáneo. Por lo tanto, el NDT también puede ser beneficioso para evaluar a los pacientes con síntomas de sobreuso de la extremidad inferior.

Un estudio de alta calidad Bennett 2012 investigó la influencia de la caída navicular en las lesiones en corredores., encontraron que corredores con una caída navicular alta (> 10 mm) en el pie tenían un mayor riesgo de dolor medial en la pierna relacionada con el ejercicio.

Eslami, 2014 realizó una investigación y su objetivo fue examinar la relación entre la caída navicular y a) excursión de eversión de retropié, b) excursión de rotación interna de la tibia, c) momento de inversión de tobillo máximo, y d) momento de aducción máximo de la rodilla durante la fase de apoyo en la carrera. Se encontraron correlaciones positivas significativas entre la caída navicular y el momento máximo de aducción de la rodilla y momento máximo de inversión de tobillo. Estos hallazgos indican que las medidas de caída navicular explican entre el 28% y el 38% de la variabilidad para las medidas de la excursión de rotación interna de la tibia, el momento máximo de aducción de la rodilla y los momentos pico de inversión de tobillo. Por lo tanto, la caída navicular y la altura del arco pueden ser un importante predictor del movimiento de eversión del retropié al caminar o correr mientras que podrían ser predictivos de la rotación tibial durante la carrera. Los resultados del estudio sugieren que las alteraciones de la caída del navicular mediante el uso de dispositivos ortopédicos de pie, puede contribuir para reducir los momentos pico en el tobillo y la rodilla.

2. Mecanismo de Windlass

Numerosos estudios y publicaciones han descrito cómo el mecanismo Windlass afecta la función, especialmente durante el caminar y correr. Este mecanismo está formado por la parte medial de la aponeurosis plantar, que se origina en el tubérculo medial del calcáneo y se inserta en los huesos sesamoideos de la primera Articulación Metatarsofalángica (MTF) y la base de las falanges proximales. Este mecanismo describe la posición resultante cuando la fascia plantar se tensa a medida que los dedos de los pies se extienden. Se considera que la dorsiflexión pasiva de la articulación MTF tira de la fascia plantar lo que desencadena los movimientos de medio pie y ante pie, todo esto como un mecanismo automático que no necesita intervención muscular. Por lo tanto, cuando la MTF se extiende pasivamente, se espera que el arco longitudinal medial se eleve en respuesta a la extensión. La importancia principal de este mecanismo reside en su función durante los movimientos dinámicos como caminar o correr. Durante la fase terminal de la fase de apoyo, la extensión del hallux hace que la aponeurosis plantar se tense, disminuyendo la distancia entre el calcáneo y el punto de apoyo, posteriormente elevando el arco medial longitudinal (Figura 2). Esto tiene como resultado facilitar la supinación del pie, que es un aspecto crítico para aumentar la fuerza de propulsión hacia adelante y levantar el pie de manera eficiente durante la carrera (Fuller EA, 2000).



Figura 2. La extensión del hallux tira de la fascia plantar lo que desencadena los movimientos de medio pie y ante pie, todo esto como un mecanismo automático que no necesita intervención muscular.

De no existir esos movimientos se genera una sobrecarga muscular, ligamentosa y tendinosa en el tobillo y pie, lo que se convierte en una de las posibles causas de la fascitis plantar en los corredores. Desde la fase de apoyo medio y hasta la fase de propulsión, se da la supinación para que el pie pueda convertirse en un brazo de palanca

rígido, utilizando el mecanismo de Windlass, para impulsar el cuerpo adelante. Las fuerzas generadas durante la supinación también se aplican tensión a la fascia plantar y de ahí es donde viene la sobrecarga cuando no se da de manera adecuada el mecanismos Windlass (Vito G, 1996).

Por lo tanto, un mecanismo Windlass ineficaz o ausente obstaculizaría la capacidad del pie de alejarse de su posición de pronación, disminuiría la fuerza propulsora del pie y posiblemente ocasionaría dolor y disfunción de las extremidades inferiores porque eso obligaría a realizar el movimiento sobrecargando músculos para cumplir el objetivo, con el tiempo eso resulta en una lesión por sobrecarga en la musculatura de la pantorrilla (Bolgla LA, 2004).

En un estudio realizado por Lucas, 2017 fueron reclutados para participar en este estudio cuarenta y siete individuos (34 mujeres y 13 hombres) con una edad promedio de 26 años. La serie de pruebas independientes mostraron que las personas con mecanismo de Windlass ausente tenían una postura más pronada, una altura del arco dorsal inferior, altura del arco media inferior y un ancho medio de pie más ancho en comparación con aquellos que tenían un mecanismo de Windlass funcionando.

El drop navicular, sumado a un mecanismo Windlass ineficiente se puede observar como una pronación excesiva. Una de las causas de la fascitis plantar es la pronación prolongada del pie. Los pacientes con problemas de pronación tienen disfunción en la movilidad del pie y un arco medial con menor altura, por lo tanto, el tratamiento efectivo de la fascitis debe de incluir el control pronación y reestablecer la movilidad del pie. Thordarson, 1995 encontró que el músculo tibial posterior proporcionó el soporte dinámico más significativo del arco durante el fase de apoyo. El tibial posterior se alarga excéntricamente para controlar la pronación y reducir la tensión aplicada al fascia plantar durante la aceptación del peso. Excesiva pronación puede causar debilidad o sobrecarga del tibial posterior y elongación de la fascia plantar. La elongación de la fascia minimiza el uso eficiente del mecanismo de Windlass debido a la inestabilidad durante la fase de propulsión. Alternativamente, la pronación controlada proporciona un “timing” apropiado de supinación durante la propulsión.

3. Alineación del miembro inferior.

3.1 Rotación tibial/Rotación de fémur

Las lesiones de rodilla que se producen por un uso excesivo o sobrecarga de las estructuras, como el Síndrome Patelofemoral (SDPF) y el la banda iliotibial (ITBS), se encuentran entre las lesiones más frecuentes en los corredores. La rotación tibial excesiva está asociada con la génesis de PFPS y ITBS, ya que afecta la presión de contacto femorrotuliana y la fricción de la banda iliotibial. La rotación tibial se debe en parte a la eversión del retropié, que se acopla a través de la aducción del astrágalo y a la rotación interna de la tibia naturales y que dan como resultado las articulaciones ajustadas del complejo de la articulación del tobillo (Figura 3). También se ha sugerido que la flexibilidad del arco longitudinal del pie desempeña un papel en el acoplamiento de movimiento dentro del complejo de la articulación del tobillo. Los corredores con arcos altos y rígidos fueron asociados con la excursión de rotación interna disminuida de la tibia y mayor eversión, lo que mejora el ratio de la rotación interna tibial (Williams DS, 2014)

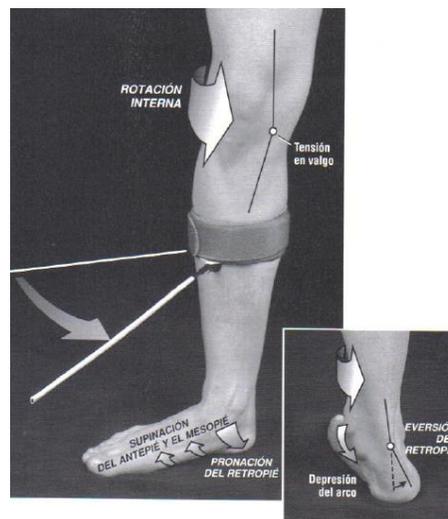


Figura 3: Con el pie fijo, la rotación interna y completa de la extremidad inferior provoca los siguientes movimientos asociado: pronación (eversión) del retropié, depresión del arco medial y tensión en valgo de la rodilla.

Waryasz G. (2008) realizó una revisión sistemática sobre los factores anatómicos que se ven relacionados con el síndrome patelofemoral, los resultados indicaron que los posibles factores de riesgo identificados fueron: disfunción en el pie (caída del navicular, pronación y rotación interna de la tibia), debilidad en las pruebas funcionales (rotación interna de fémur y de tibia); rigidez de gastrocnemio (rotación interna de tibia en la dorsiflexión), acortamiento de isquiotibiales, cuádriceps o de la banda iliotibial; laxitud ligamentosa generalizada; fuerza disminuida en los Isquiotibiales o el cuádriceps; debilidad de la musculatura de la cadera (rotación interna de fémur); excesivo ángulo Q (rotación interna de fémur y de tibia); compresión patelar o tilt patelar; y un retardo en el timing del VMO / VL.

Fisher (2016) tuvo como objetivo en su estudio cuantificar la magnitud del movimiento global del retropié, en particular, la aducción del retropié e investigar su relación con la rotación tibial. Los resultados mostraron que la eversión global del retropié y la aducción del retropié se relacionaron significativamente con la rotación tibial interna. Además, se encontró una fuerte relación entre la aducción del retropié y fuerzas en el plano transversal dentro del movimiento del pie. Con estos resultados se concluyó que junto a la eversión del retropié, la aducción del retropié también puede ser importante para la comprensión del acoplamiento de la articulación del tobillo. Controlar la aducción y la fuerza en el plano transversal del retropié puede ser un mecanismo para controlar la rotación excesiva de la tibia.

3.2. Genu valgo, Genu varo.

Levangie 2005 describe que un aumento en el ángulo tibiofemoral normal produce genu valgo. En presencia de genu valgo el área lateral de la articulación tibiofemoral va a tener mayores fuerzas compresivas, lo que se ve relacionado con problemas de tipo meniscales por fuerzas compresivas, mientras que la parte medial recibe fuerzas de tensión (tracción) bajo este tipo de fuerza la estructura que se ve afectada en la mayoría de los casos es el Ligamento Lateral Medial (Figura 4A). Una disminución en el ángulo tibiofemoral normal da como resultado genu varo, en este tipo de rodilla se puede observar un aumento de las fuerzas de tensión (tracción) en la parte lateral de la rodilla, lo que deja expuesto al Ligamento Lateral Externo a mayores cargas tensiles, en el aspecto medial de la articulación se indican la presencia de fuerzas de compresión, lo que aumenta las cargas compresivas sobre los meniscos (Figura 4B). Un estudio tipo cohorte prospectivo sobre

lesiones en corredores, también indicó que un mayor varo de rodilla, la frecuencia de cambio en diferentes tipos de zapatillas para correr y el entrenamiento interválico son los tres posibles factores de riesgo para lesiones en la tibia (Wen DY, 1998).

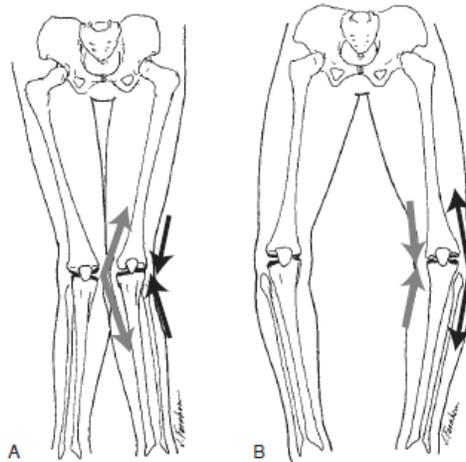


Figura 4: (A) Genu valgo: Fuerzas compresivas por lateral y fuerzas tensiles por medial. (B) Genu varo: Fuerzas compresivas por medial y fuerzas tensiles por lateral.

3.3 Inclinación pélvica en el plano frontal.

La banda iliotibial y el glúteo medio tienen la función de estabilizar lateralmente la cadera y la rodilla, así como limitar la aducción de la cadera y la rotación interna de la rodilla. La aducción excesiva de la cadera puede aumentar la tensión de tracción en la banda iliotibial durante la fase de apoyo en la carrera (Hamill J, 2008)

Un creciente número de evidencia actual indica que la función de los músculos de la cadera está comprometida en personas con dolor en la parte anterior de la rodilla. Esto se destaca por una revisión sistemática que encontró una fuerte evidencia de déficits en la fuerza muscular de la cadera (abducción, rotación externa, extensión) en mujeres con dolor en la parte anterior de la rodilla comparado con controles que no presentaban dolor (Prins MR, 2009)

Según Foch 2015 el síndrome de banda iliotibial es una lesión de la rodilla por uso frecuente que tiene el doble de probabilidades de afectar a las mujeres en comparación con los hombres. La biomecánica de las extremidades inferiores y del tronco durante la

carrera, así como la fuerza de los abductores cadera y flexibilidad de banda iliotibial, son factores que se cree están asociados con ITBS (Figura 5). Los corredores con ITBS actual exhibieron $1,8^{\circ}$ - $1,5^{\circ}$ de flexión ipsilateral mayor del tronco y 7° - 6° menos flexibilidad de banda iliotibial en comparación con corredores controles y con ITBS anteriores. Corredores con anterior ITBS exhibieron $2,2^{\circ}$ - $2,9$ menos aducción de cadera en comparación con corredores con ITBS y controles actuales. La fuerza del abductor de cadera fue $3,3^{\circ}$ - $2,6^{\circ}$ fue menor en corredores con ITBS anterior pero no con ITBS actual en comparación con los controles. Los corredores con ITBS actual inclinaron su tronco más hacia la extremidad de la fase de apoyo, eso puede estar asociado con una menor flexibilidad de la banda iliotibial.

Semciw A (2016), en su revisión sistemática y metanálisis encontró que la evidencia más fuerte indica una moderada y significativa reducción en la duración de la actividad del glúteo medio durante la carrera en personas con dolor Síndrome Patelofemoral. Esta disfunción potencialmente puede estar mediada por estrategias de reentrenamiento.

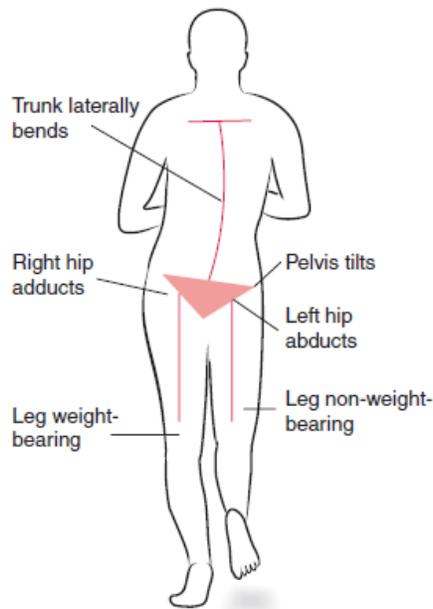


Figura 5: La caída lateral de la pelvis durante la carrera se ve relacionada con problemas en la artrocinemática de la extremidad inferior, además, el tronco compensa el movimiento lo que con el tiempo puede generar dolor.

3.4 Desbalance muscular en la pelvis: Inclínación pélvica en el plano sagital.

Según Newman 2007, la inclinación anterior de la pelvis se realiza mediante un par de fuerzas de los flexores de cadera y los músculos extensores lumbares (Figura 5 A). Con los fémures fijos la contracción de los flexores de la cadera hace girar la pelvis sobre el eje transversal que atraviesa ambas caderas. Clínicamente, el aspecto más importante de la inclinación anterior está relacionado con el aumento de la lordosis de la columna lumbar. Una lordosis mayor aumenta las cargas compresivas sobre las articulaciones cigapofisiarias lumbares. Con el tronco supralumbar relativamente estático, los músculos abdominales y extensores de la cadera actúan como un par de fuerzas para inclinar en sentido posterior la pelvis. La inclinación posterior extiende las caderas y reduce la lordosis lumbar. El mecanismo muscular implicado en la inclinación posterior de la pelvis es parecido al descrito para la inclinación anterior de la pelvis. En ambas inclinaciones, existen un par de fuerzas entre los músculos de la cadera y el tronco (Figura 5 B). Como consecuencia, la pelvis gira en un arco relativamente corto, usando las cabezas femorales como pivote.

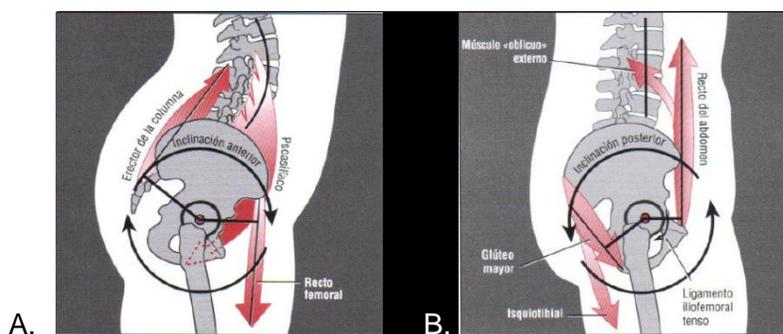


Figura 5: Pares de fuerzas musculares en la cadera. Donald A. Neumann. Fundamentos de Rehabilitación Física. Cinesiología del sistema musculoesquelético. 2007

Con respecto a los déficits dinámicos lumbopélvicos, la inclinación pélvica anterior excesiva es principalmente causada por músculos glúteos inhibidos o débiles. Esta incapacidad para contraerse de manera automática o fuerte puede conducir a una pelvis inestable durante la carrera, así como contribuyen a una mayor inclinación lateral.

4. Compensaciones en la columna.

Correr es un movimiento complejo que requiere coordinación intersegmentaria muy precisa para crear impulso hacia adelante. Dado la naturaleza integrada de correr, es posible que un movimiento mal coordinado de la pelvis y la columna vertebral pudiera resultar en estrés tisular anormal no solo en la parte inferior de la espalda, sino también dentro de estructuras más distales de las extremidades inferiores. En el plano sagital y frontal se desarrollaran patrones de coordinación que minimizan los cambios excesivos de momento en las direcciones anterior-posterior y medio-lateral, respectivamente. Este parece ser un mecanismo para minimizar el consumo de energía mejorar la coordinación entre la pelvis y el tórax. Esto es porque los movimientos de rotación de la pelvis en los planos sagital o frontal durante la fase de apoyo de la carrera requerirán una rotación del tórax en la dirección opuesta para minimizar el desplazamiento del centro de masa, estos movimientos se pueden ver relacionados con disfunciones (Preece 2016)

En un estudio de cohorte realizado por Preece 2016 participaron 28 sujetos, para cada uno de ellos se recopilaban datos cinemáticos para la pelvis, la columna torácica, la columna lumbar, las extremidades inferiores y los pies para determinar su coordinación durante la carrera. Los datos más relevantes indicaron que se da una inclinación pélvica posterior durante el primer apoyo y esto fue acompañado por la flexión del tórax. Durante la fase de despegue del pie, la pelvis se movió hacia inclinación anterior y había una extensión correspondiente del tórax. Sugerimos que esta inclinación anterior de la pelvis durante el despegue es un mecanismo para aumentar la inclinación femoral en esta fase y, por lo tanto, extender la longitud de la zancada. Estudios previos de EMG de carrera han demostrado que los músculos extensores lumbares están activos al primer contacto y durante las primeras etapas de la fase de apoyo, esta activación temprana de los extensores de la espalda actúa para limitar el avance en la flexión del tronco a medida que la energía se absorbe en las extremidades inferiores y el centro de gravedad se desacelera.

5. Compensaciones en los miembros superiores.

Las rotaciones de la pelvis o el tronco en el plano transversal no desplazarán en exceso al centro de gravedad en sentido vertical. Sin embargo, se ha demostrado que los movimientos de los brazos durante la fase de apoyo se producen para contrarrestar el momento angular de rotación de las piernas oscilantes (Preece 2016)

Novacheck, 1993 ha sido sugerido que el cruce excesivo de los brazos es un indicador de la falta de estabilidad del movimiento de la parte inferior del cuerpo; aunque los detalles de esta falta de estabilidad no se especifican.

6. Debilidad de los músculos del core

Según McGill 2010 en este artículo de revisión reconoce que la función más importante de la musculatura del tronco es dar estabilidad y “stiffness” a la columna vertebral. En muchas actividades de vida real, estos músculos actúan para dar rigidez al torso y su función principalmente es prevenir el movimiento excesivo en los segmentos vertebrales. Esta es una función muy diferente de los músculos de las extremidades, porque estos son los encargados de crear el movimiento. Al producir “stiffness” en el torso, la energía generada en las caderas se transmite más efectivamente por el centro del cuerpo eso reduce el gasto energético y protege la columna en los movimientos al correr.

Las dos categorías comunes de evaluación muscular incluyen fuerza y pruebas de resistencia, donde la resistencia muscular es definida como la capacidad de mantener un determinado nivel de producción de fuerza con el tiempo mientras que la fuerza muscular se define como el máximo torque ejercido por un grupo muscular o músculo. Investigaciones previas sugirieron que la resistencia muscular es funcionalmente más importante para la musculatura estabilizadora del tronco al ser comparada con la fuerza muscular, por lo que las pruebas deben centrarse en resistencia. (Joynt et al., 1993; Lieber,2002).

Según M.E. Raabe 2017 los músculos profundos de la parte central del cuerpo a menudo se descuidan o se entrenan inadecuadamente en los atletas. Una inadecuada función de esta musculatura puede conducir a una carga espinal anormal, tensión muscular o lesión a estructuras vertebrales, todas las cuales se han asociado con un mayor riesgo de dolor

lumbar. El propósito de este estudio fue identificar las estrategias usadas para compensar la debilidad de la musculatura profunda del núcleo durante la carrera e identificar los cambios relacionados con la compresión y cizallamiento en las cargas espinales. Los músculos centrales profundos (multifidus, cuadrado lumbar, psoas y fascículos profundos del erector espinal) se debilitaron individualmente y juntos. El longissimus thoracis superficial actuó compensando para 4 de 5 condiciones de debilidad.

En cuanto a la evaluación la prueba de plank anterior con apoyo en el antebrazo, se ha teorizado que es más funcional porque proporciona una evaluación de resistencia durante una actividad que requiere activación simultánea de toda la cadena muscular anterior. Esta prueba recluta la musculatura del núcleo anterior, desafía a los músculos centrales, y está específicamente dirigida a los estabilizadores oblicuos y los estabilizadores laterales, recto abdominal, cuadrado lumbar y los estabilizadores profundos. Con debilidad muscular profunda completa, la carga de cizallamiento anterior pico se ve aumentado en todas las vértebras lumbares. Las compensaciones musculares pueden aumentar el riesgo de la fatiga o lesión muscular y el aumento de la carga espinal. Durante numerosos ciclos de la carrera se pueden provocar daño a las estructuras espinales. Por lo tanto, la fuerza insuficiente de la musculatura profunda del núcleo puede aumentar el riesgo de un corredor de desarrollar dolor lumbar.

Referencias

- Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: A clinical perspective. *J Athl Train* 1992;27:58-62.
- Bennett JE, Reinking MF, Rauh MJ (2012) The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. *Int J SportsPhys Ther* 7: 267–278.
- Bolgia LA, Malone TR. Plantar fasciitis and the windlass mechanism: biomechanical link to clinical practice. *J Athl Train* 2004;39:77–82.
- Brody TM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am* 1982;13:541-58
- Eslami M, Damavandi M. 2014. Association of Navicular Drop and Selected Lower-Limb Biomechanical Measures During the Stance Phase of Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 2014, 30, 250-254. <http://dx.doi.org/10.1123/jab.2011-0162>
- Fischer Katina Mira, Willwacher Steffen, Hamill Joseph, Brüggemann Gert-Peter. Tibial rotation in running: does rearfoot adduction matter?. *Gait and Posture* <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.015>
- Foch E, et al. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait Posture* (2015), <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>

- Fuller EA. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 2000;90:35–46, <http://dx.doi.org/10.7547/87507315-90-1-35>.
- Gregory R Waryasz (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. University School of Medicine, Boston, MA, USA.
- Hamill J, Miller R, Noehren B, Davis I. A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2008;23(8):1018–25.
- Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kines* 2008;18:420–5.
- Joynt RL, Findley TW, Boda W, Daum MC. Therapeutic exercise. Philadelphia, PA: Lippincott Company; 1993
- Levangie P, Norkin C: Joint Structure And Function: A Comprehensive Analysis Fourth (4th) Edition. 2005
- Lieber R. Skeletal muscle physiology. In T. Julet (Ed.), Skeletal muscle structure, function and plasticity. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 45-112; 2002
- Lucas R. (2017) Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. Department of Physical Therapy and Athletic Training, Northern Arizona University, Flagstaff, AZ, USA (2017)
- M.E. Raabe, A.M.W. Chaudhari, Biomechanical Consequences of Running with Deep Core Muscle Weakness, *Journal of Biomechanics* (2017), doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.11.037>
- McGill S. Core training: evidence translating to better performance and injury prevention. *Strength and conditioning journal*. Volume 32, number 3, June 2010
- Preece S The coordinated movement of the spine and pelvis during Running. *Human Movement Science* 45 (2016) 110–118
- Prins MR, van der Wurff P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother*. 2009;55:9-15
- Semciw A. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. 2016
- Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch: a biomechanical evaluation. *Clin Orthop*. 1995; 316:165–172.
- Trimble M, Bishop M, Buckley B. et al. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(4):286–290. PubMed doi:10.1016/S0268-0033(02)00010-4
- Vito G, Kalish S. Biomechanical radiographic evaluation. In: Donatelli RA, ed. *The Biomechanics of the Foot and Ankle*. 2nd ed. Philadelphia, PA: FA Davis; 1996:137–167.
- Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med* 1998 Jul; 8 (3): 187
- Williams DS, 3rd, Tierney RN, Butler RJ. Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-arched runners. *J Athl Train*. 2014;49:290-6.

ANEXO III: Variables biomecánicas objeto de estudio.

An evidence-based videotaped running biomechanics analysis (2015). (Artículo original completo traducido)

Richard B. Souza, PT, PhD, ATC, CSCS.

Puntos clave:

- La biomecánica de la carrera juega un papel importante en el desarrollo de lesiones en corredores recreacionales y profesionales.
- Realizar un análisis sistemático de la biomecánica de la carrera basado en video relacionando la evidencia actual con el mecanismo de lesión puede permitirle al evaluador desarrollar una estrategia de tratamiento, rehabilitación o entrenamiento específica para las necesidades de cada persona.
- Cuando se tiene la clínica del paciente, los hallazgos del examen físico sumado a al análisis en movimiento se tiene una idea más clara del estado actual de la persona.

Numerosos estudios recientes han identificado una biomecánica anormal en personas con lesiones que son específicas de la carrera. Sin embargo, la gran mayoría de estos estudios utilizaron avanzados métodos tecnológicos, que son caros y poco comunes en la práctica clínica estándar. Muchas de las anomalías cinemáticas identificadas en corredores con lesiones se pueden medir utilizando un simple análisis de ejecución bidimensional (2D) basado en video usando fácilmente herramientas que son de fácil acceso.

El enfoque principal de este plan de análisis es identificar los factores biomecánicos relacionados con lesiones comunes en corredores. Un análisis biomecánico de la carrera debe ser un componente integral de la evaluación, ya sea para los corredores que están lesionados o para la prevención de lesiones, para complementar un examen físico y una historia completa.

Marcas:

- apófisis espinosa de C7.
- espinas ilíacas postero superiores.
- espina ilíaca anterosuperior.
- trocánter mayor.
- línea lateral de la articulación de la rodilla
- maléolo externo del tobillo
- punto medio de la pantorrilla (por posterior)
- porción inferior y superior de la parte posterior de zapato
- cabeza del quinto metatarsiano.

Variables a tomar en cuenta en el análisis biomecánico

Patrón de pisada.

La identificación del patrón de pisada se puede realizar fácilmente en video en cámara lenta o mediante la observación de fotograma a fotograma. Se recomienda siempre confirmar el patrón de golpe de pie de esta manera, porque incluso después de una práctica considerable, no es raro identificar erróneamente un tipo de pisada cuando se observa correr a máxima velocidad. Los tipos de golpe de pie se pueden categorizar como en tres: retropié, medio pie y antepié. En este momento, hay evidencia limitada de que cualquiera de estos tipos de pisada es más o menos probable que cause que un corredor sufra una lesión. Sin embargo, esta es un área de investigación activa y están surgiendo datos sobre este tema. Un estudio en corredores universitarios competitivos sugirió que los corredores con un patrón de retropié desarrollaron lesiones por uso excesivo de cargas repetitivas en comparación con los corredores con un patrón de antepié (Daoud A, 2012). Y aunque estos hallazgos sugieren una posible asociación entre los patrones de ataque del pie y las lesiones por correr, es necesario investigar más antes de llegar a conclusiones generales en las recomendaciones de la modificación del tipo de pisada para prevenir lesiones.

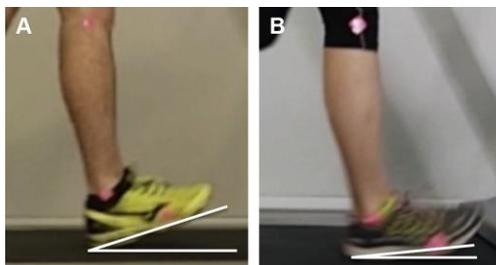


Patrones de pisada. (A) antepié. (B) mediopié. (C) retropié.

Inclinación del pie en el contacto inicial

El ángulo creado por la suela del zapato y la cinta de la caminadora se observa como la inclinación ángulo del pie (relativo a un sistema de coordenadas global, no a la tibia) en el contacto inicial. Esta variable no es aplicable para los corredores del mediopié y los corredores antepié. Un estudio reciente de Wille y col 2014 encontró que el ángulo de inclinación es particularmente importante en la estimación de las fuerzas de reacción del suelo y la cinética de la articulación durante la carrera. Específicamente, se encontró que un mayor ángulo de inclinación del pie estaba relacionado con un momento extensor de rodilla más alto, la rodilla debía de absorber las fuerza de impacto, mayor reacción del suelo en la fuerza vertical y mayor impulso de frenado durante la carrera. Cada una de estas variables han estado implicadas en la biomecánica de la lesión, lo que sugiere que una inclinación muy alta del ángulo del pie en el contacto inicial puede no ser deseable en los corredores. Esto puede ser una fuente de intervención en corredores que experimentan lesiones asociadas con altas fuerzas de reacción en el suelo o excesiva cinética articular, es importante destacar que no hay puntos de corte en los que se determine que este ángulo es anormal. Por el contrario, es probable en una escala móvil, donde los valores más bajos generalmente están asociados con menores fuerzas de

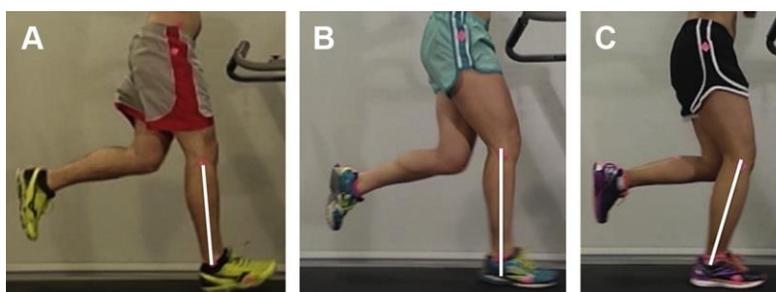
reacción del suelo y la carga de la articulación es más baja, y valores más altos en el ángulo de contacto son asociados con fuerzas incrementadas. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que una inclinación alta del pie ángulo aislado puede ser un hallazgo benigno y debe evaluarse en el contexto de la totalidad de las evaluaciones en ejecución (ver sobrepisada).



Ángulo de inclinación del pie. (A) Un ángulo de inclinación del pie relativamente alto en comparación con una línea horizontal (B) Un ángulo de inclinación del pie relativamente bajo.

Ángulo tibial en la respuesta a la carga.

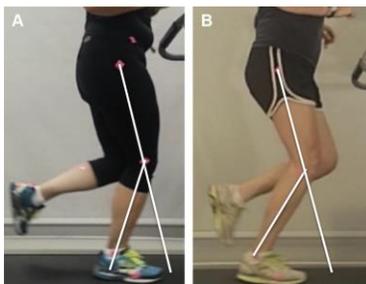
La alineación vertical de la parte inferior de la pierna durante la respuesta de carga puede ser un indicador valioso de la mecánica de la zancada. El video del corredor debe ser evaluado usando fotogramas congelados en el momento de cargar la respuesta (cuando el zapato comienza a deformarse justo después contacto inicial). La alineación de la pierna con respecto a una línea vertical en el campo de video se puede evaluar fácilmente. Una tibia extendida se identifica cuando el marcador lateral de la rodilla está posterior a la marca del maléolo externo. Por el contrario, una flexión la tibia se identifica cuando el marcador lateral de la rodilla es anterior al maléolo externo, y cuando estos dos marcadores son directamente verticales el uno al otro, esto sería identificado como una tibia vertical. Para un corredor que sufre de lesiones relacionadas al impacto, una tibia extendida no es ideal. Una tibia vertical o flexionada permite el corredor disipar el impacto más fácilmente a través de la flexión de la rodilla. Similar al ángulo de inclinación del pie, el ángulo de la tibia en sí mismo puede no ser significativo en aislamiento. Es una variable que se puede agrupar en una serie de variables mecánicas de zancada para describir mejor las características del paso de los corredores y el perfil de riesgo biomecánico.



Ángulo de la tibia (A) Tibia extendida. (B) tibia vertical. (C) tibia flexionada

Flexión de rodilla durante la fase de apoyo.

El ángulo máximo de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo puede ocurrir en fases ligeramente diferentes en los corredores. Se recomienda desplazarse por las diferentes etapas de la fase de apoyo para identificar la flexión máxima de la rodilla. Los aspectos clave de la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo incluyen el pico máximo de flexión de la rodilla y la excursión de la articulación de la rodilla durante esta fase (diferencia en el ángulo desde el contacto inicial hasta la flexión máxima de la rodilla). En general, el ángulo normal de flexión máxima de la rodilla aproximadamente 45° en la parte central de la fase. Aunque los límites explícitos no tienen desarrollado para esta variable, un corredor que demuestra considerablemente menos de 45° de la flexión de la rodilla puede sugerir una reducción de la absorción de choque, y la una intervención sería necesaria. Existen algunos datos que sugieren que la flexión de la rodilla inferior ($<40^{\circ}$) puede estar asociada con ciertos subgrupos de pacientes con dolor Patelofemoral (Dierks TA, 2011). La rigidez de la rodilla (stiffness) es una variable que incluye tanto flexión reducida de la rodilla como aumento de la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo, y esta puede asociarse con fracturas de estrés tibial (Milner CE, 2006).

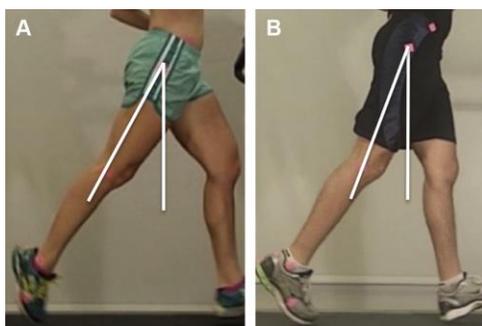


Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo. (A) Un corredor que demuestra flexión limitada de la rodilla durante esta fase y (B) una cantidad normal de flexión de la rodilla durante esta fase.

Extensión de cadera la última etapa de la fase de apoyo.

La reducción de la extensión de la cadera durante el apoyo tardío es una observación común en corredores recreacionales. Tradicionalmente se cree que la falta de extensión de cadera puede estar asociada con flexibilidad reducida del músculo iliopsoas. Sin embargo, la cantidad óptima de la extensión de la cadera durante la carrera sigue siendo difícil de determinar. Es posible que la cantidad requerida de la extensión de la cadera no sea la misma para cada corredor, pero está relacionada con otras características de su forma de correr. Por ejemplo, un corredor bastante lento puede tener un paso muy corto, demostrando aproximadamente 10° de extensión máxima de cadera y no requerir ninguna intervención. Sin embargo, un corredor diferente, con una zancada larga y quizás un ritmo más rápido, también puede tener aproximadamente 10° de extensión de cadera, pero también demostrar simultáneamente una patrón de sobrepisada (aterrizando con el pie en frente y fuera del centro de masa) con fuerzas de carga y frenado de mayor impacto. El último corredor puede requerir una modificación de zancada o aumentar la extensión de la cadera para modificar estas fuerzas que podrían contribuir a la lesión. Compensaciones comúnmente observadas para personas con la extensión de la cadera incluye (1) aumento de la extensión de la columna lumbar, (2) rebotar, una estrategia para aumentar el tiempo de flotación para aumentar la longitud total de la zancada en ausencia de una cadera en adecuada extensión, (3) sobrepisada, realizando una longitud excesiva en el

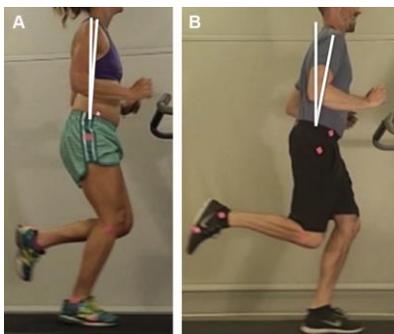
apoyo inicial como una estrategia para aumentar la longitud de la zancada, y (4) aumentar la cadencia para aumentar velocidad de carrera en presencia de una extensión de cadera limitada.



Extensión de la cadera durante la última fase de apoyo. (A) Corredor con extensión de cadera normal. (B) corredor con extensión de cadera limitada.

Inclinación del tronco.

Esta es una variable que ha recibido poca atención en la literatura científica. Muchos estilos de carrera, incluyendo ChiRunning, Pose running, e incluso barefoot running tienen señales incluidas para corredores principiantes para aumentar la inclinación del tronco. Un enfoque en inclinarse "desde los tobillos," en lugar de aumentar la flexión de la cadera para lograr la inclinación del tronco, esta parece ser una prioridad para algunos estilos. Muchos expertos en ejecución sugieren que la inclinación del tronco es un componente clave para corregir la postura de carrera. Sin embargo, se ha hecho muy poco en el lado de la investigación de este problema. Un artículo reciente de Teng y Powers, 2014 demostró que un pequeño aumento en la inclinación del tronco (7° en promedio) resultó en una disminución significativa del estrés a través de la articulación patelofemoral sin un aumento significativo en la demanda de tobillo, sugiriendo que esta estrategia puede ser importante para los corredores con dolor patelofemoral. Los hallazgos generales fueron que la disminución de la flexión del tronco (postura más erguida) se asoció con mayores cargas de rodilla. Por el contrario, el aumento de la flexión del tronco desplazó la demanda de la articulación de la rodilla, a la cadera y el tobillo (Teng HL, 2015). Sin embargo, los autores advierten que este estudio se realizó en sujetos sanos y se necesita más trabajo para comprender la relación entre la inclinación del tronco y corredores lesiones. Además, los autores notaron que la inclinación del tronco no fue puramente de los tobillos, como lo recomiendan algunos estilos de carrera, sino más bien una combinación de flexión de la cadera, inclinación anterior de la pelvis y otros pequeños ajustes cinemáticos. No obstante, la evaluación de la inclinación del tronco en los corredores puede convertirse en una variable importante como investigación adicional emerge.

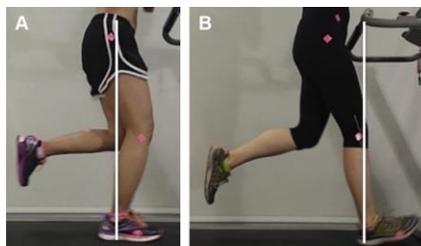


Inclinación de tronco. (A) Una postura de tronco relativamente vertical y (B) un corredor un tronco hacia adelante apoyarse.

Sobrepisada.

Se ha encontrado que el aumento de la longitud de zancada está asociado con un mayor riesgo de fracturas de estrés en la tibia en los corredores (Edwards WB, 2009). Sin embargo, es probable que un paso largo no sea la causa de altos impactos asociados con fracturas por estrés y otras lesiones por correr. Más bien, la presencia y la magnitud de la sobrepisada pueden ser un factor de riesgo clave. Muchos corredores profesionales presentan pasos muy largos porque tienen grandes cantidades de extensión de cadera sin la presencia de una sobrepisada. Se puede argumentar que estos corredores no están en riesgo de las lesiones asociadas con los impactos altos. Es importante diferenciar la longitud de la zancada de la sobrepisada o sobrezancada. La sobrepisada es una descripción de un patrón de carrera en que el pie cae frente al centro de masa de la persona en el apoyo inicial y está asociado con un gran alcance, incluida la flexión de la cadera con la extensión de la rodilla, antes del contacto inicial. Un reciente estudio de Wille y sus colegas identificaron una medida que está estrechamente relacionada con el exceso de zancada y es la distancia desde el talón en el contacto inicial al centro de masa de los corredores: es un predictor significativo del momento extensor de la rodilla y el momento del frenado (un colaborador importante para amortiguar y atenuar la energía) durante la carrera. Estos datos sugieren fuertemente que la sobrepisada es una medida cinemática importante a considerar cuando la tecnología avanzada, como las plataformas de fuerza o los acelerómetros de la tibia, no están disponibles.

Como se discutió, la sobrezancada se puede evaluar a través de una variedad de medidas. Tomando en cuenta otras mediciones tales como el ángulo de inclinación del pie en contacto inicial, el ángulo tibial en la respuesta a la carga, y la flexión de la rodilla en el contacto inicial puede informar al clínico sobre la tendencia a una sobrezancada. En definitiva, una estrategia para determinar el exceso de zancada en el video puede ser evaluado al corredor en la respuesta de carga, esto se logra dibujando una línea vertical desde el maléolo externo hacia arriba, la relación entre la posición del tobillo y la pelvis se puede evaluar y medir. Idealmente, la línea vertical caerá dentro de la pelvis del corredor, lo que indica que el pie está aterrizando debajo del centro de masa. Si la línea vertical se observa anterior a la pelvis esto indica un exceso de zancada. Se debe tener en cuenta que esta medida no está exenta de limitaciones. En particular, no tiene en cuenta el ángulo de flexión del tronco, lo que afecta el centro de masa real del corredor, y puede ser menos útil para los corredores con apoyo en mediopié o antepié. Sin embargo, es una herramienta muy útil para identificar la presencia de exceso de zancada en los corredores.



Sobrepisada, medido en la respuesta de carga. (A) Un corredor que demuestra una pisada normal (B) un corredor que demuestra una sobrepisada, que se caracteriza por una vertical línea a través del maléolo lateral que cae por delante de la pelvis de los corredores.

Desplazamiento vertical del centro de masa.

El desplazamiento vertical del centro de masa es una medida muy importante para evaluar en corredores. Se puede medir fácilmente comparando cuadros de video de los puntos más altos del corredor durante el vuelo, al punto más bajo durante la fase de apoyo. Hay errores inherentes al medir esta variable, porque la ubicación real del centro de masa es imposible de evaluar en video. Una estrategia es identificar una ubicación en la pelvis del corredor y luego usar esto como un sustituto para el centro de masa. El desplazamiento vertical durante la carrera tiene implicaciones claves para los mecanismos de las lesiones, así como desde el punto de vista energético. Se ha observado que una mayor excursión vertical del centro de masas está relacionada con el pico del momento extensor de la rodilla, la fuerza de reacción vertical máxima del suelo, así como el impulso de frenado durante la carrera, todas estas son variables muy importantes en la mecánica del corredor. Esta variable puede convertirse en un problema en "bounders" (personas que rebotan), corredores que aumentan el tiempo de vuelo, a menudo en respuesta a otros déficits (p. ej., reducción de la extensión de la cadera). El resultado final es mayor trabajo requerido por el corredor para realizar este tipo de ejecución. Ha sido encontrado que aumentar la cadencia en un 10% durante la carrera puede reducir significativamente el desplazamiento vertical del centro de masa (Heiderscheit BC, 2011)

Variables adicionales:

El sonido: Se puede recopilar mucha información a partir de los sonidos producidos durante la carrera. Un mayor ruido al golpear la cinta puede estar asociado con fuerzas de mayor impacto. Además, las asimetrías pueden identificarse rápidamente al escuchar los patrones de ataque del pie del corredor. Toda esta información puede ser muy valiosa para un análisis biomecánico de la carrera.

Sacudida de la cinta de correr: Además de la información auditiva, la reacción de la cinta de correr en el momento del impacto también puede proporcionar información importante. Algunas caminadoras grandes y resistentes pueden no proporcionar esta información, pero muchos modelos proporcionan cantidades diferentes a movimiento en respuesta al impacto, y esto puede ser muy informativo para el evaluador.

Cadencia: la velocidad de paso, o cadencia, debe evaluarse en todos los corredores. Esta variable es fácil de medir en una variedad amplia de formas. Una estrategia es contar el número de golpes en el talón derecho durante un período de 1 minuto. Este número es equivalente a la "tasa de zancada". Multiplicando este número por 2 equivale a

la "tasa de paso". Varios estudios recientes han evaluado las consecuencias biomecánicas de manipular la cadencia (Heiderscheit BC, 2011). Estos datos sugieren que un aumento en la cadencia puede dar como resultado varios cambios biomecánicos en la técnica de la carrera, muchos de los cuales pueden ser deseables en corredores específicos. Por ejemplo, ha sido demostrado que aumentar la cadencia en un 10% puede reducir el movimiento vertical del centro de gravedad, impulso de frenado y energía mecánica absorbida en la rodilla, así como disminución del ángulo máximo de aducción de cadera y también se reduce el momento de aducción de cadera máxima y rotación interna durante la carrera. La cadencia óptima ha sido un área de debate, con algunos sugieren que aproximadamente 180 pasos por minuto son ideales. Sin embargo, la mayoría del apoyo para esto proviene de la ejecución de estudios de economía, no de estudios sobre mecánica de lesiones (Hunter I, 2007). Aunque puede ser demasiado pronto para sugerir que todos los corredores deberían ejecutar a una cadencia específica, se está volviendo claro que la cadencia es una importante variable biomecánica de la carrera, y una que puede ser fácilmente manipulada en corredores cuando sea apropiado.

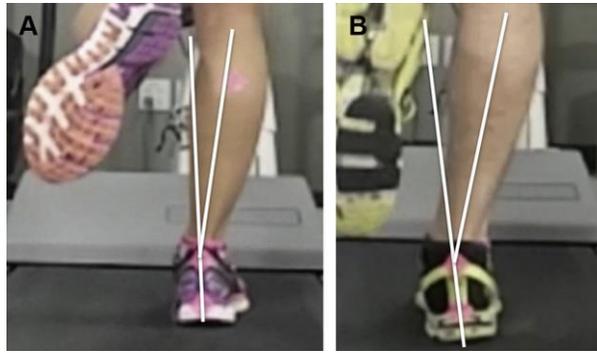
Vista posterior

Base de soporte.

La evaluación de la base de apoyo puede ser una variable importante a tener en cuenta en los corredores. El ancho del paso de carrera puede variar en función de la velocidad, pero también puede ser relacionado con lesiones comunes. Se puede seguir una regla general que, vista de un video posterior, el pie izquierdo y derecho no deben superponerse en su contacto con el suelo. No es necesario que haya una gran brecha entre la colocación del pie de los pies izquierdo y derecho, pero debería haber algo de espacio. Una base estrecha de apoyo se ha relacionado con fracturas de estrés tibial, síndrome de banda iliotibial y varios patrones cinemáticos que se han asociado con lesiones de carrera, como aducción excesiva de la cadera y sobrepronación (Meardon SA, 2012). Como tal, esta variable debe ser evaluada en todos los corredores, y corredores con un "signo de cruce" o "paso de tijera", en los cuales se nota una base de apoyo demasiado estrecha, puede considerar la modificación de este aspecto.

Eversión del talón

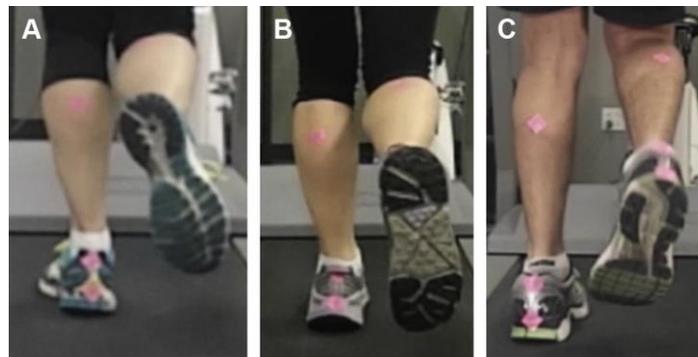
La pronación del pie en los corredores es una variable que ha recibido considerable atención durante muchos años (Barton CJ, 2010). Sin embargo, la medición de la pronación del pie en video 2D presenta importantes desafíos. Un componente de la pronación del pie que puede evaluarse es la eversión del talón. Al colocar marcadores en la parte superior e inferior de la parte posterior del zapato, se evalúa fácilmente la relación vertical del retropié. Es importante evaluar no solo la magnitud máxima de la eversión del talón (es decir, la relación del marcador superior con el marcador inferior), pero también la tasa de pronación.



Eversión del talón. (A) Un corredor con una alineación normal del talón durante la carrera y (B) un corredor con leve eversión excesiva del talón durante la carrera.

Ángulo de progresión del pie.

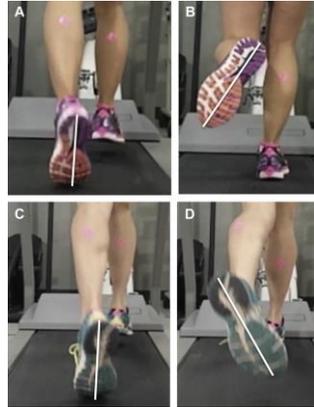
El ángulo de progresión del pie es la posición del plano transversal del pie durante la fase de apoyo. Como una variable de plano transversal, no se puede cuantificar fácilmente en video 2D usando nuestra configuración sugerida. Sin embargo, se puede hacer una evaluación general desde un vídeo desde la vista posterior. Esto se puede medir al observar la punta del pie desde atrás, se observa que sobresale o no. Esto generalmente equivale a aproximadamente 5° a 10° de apertura de la punta de pie. Una anomalía leve en la convergencia y una anomalía en la convergencia severa se muestran en la figura B, C, y se pueden identificar mediante la visualización del primer metacarpiano o del aspecto lateral del zapato. El ángulo de progresión del pie anormalmente convergente puede ser asociado con rotación interna de la cadera, rotación interna de la rodilla, rotación interna del tobillo, o alguna combinación de estos. Varios estudios han identificado estos movimientos en conexión con varias lesiones de carrera, lo que sugiere que esta variable debe considerarse en un análisis de biomecánica de la carrera (Souza RB, 2009). El exceso de apertura es menos común de observar, aunque menos estudios han relacionado el exceso de apertura a la extremidad inferior en rotación externa y su relación con las lesiones de carrera. Es razonable especular que la flexibilidad anormal, incluyendo rotadores externos de cadera cortos, pueden jugar un papel importante en la excesiva rotación hacia externo de la cadera y eso puede influir en la posición de la punta del pie. Se necesita más investigación en esta área.



Progresión del pie. (A) Ángulo de progresión del pie normal. (B) anomalía de convergencia leve. (C) Anomalía de convergencia severa.

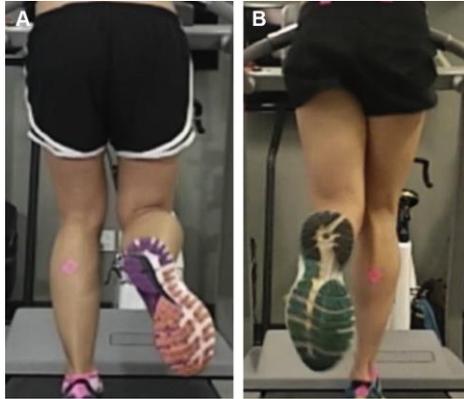
Rotación del talón.

Una rotación del talón es otra variable de plano transversal que puede ser difícil de medir con precisión en video 2D. Sin embargo, un estudio reciente ha encontrado que esta medida es confiable cuando se hace desde un enfoque posterior (Souza RB, 2015). El ángulo de rotación se mide al comparar el ángulo de la superficie plantar del zapato en el contacto final con la superficie plantar en el punto de máxima rotación. Aunque se ha publicado muy poco sobre esta variable, y la importancia de esta medida sigue siendo desconocida, los datos sugieren que rotación de más de 5° hacia medial (ver Fig. A, B) o lateral (ver Fig. C, D) se observa en más de la mitad de los corredores recreativos.



Ventana de la rodilla.

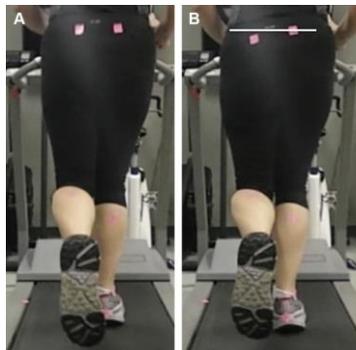
La aducción excesiva de la cadera, rotación interna excesiva de la cadera y valgo excesivo de la rodilla todos han estado implicados en lesiones de carrera (Noehren B, 2014). Cada una de estas variables tiene el potencial para impactar la "ventana de la rodilla" del corredor. La evaluación de la ventana de la rodilla es simple, es una evaluación dicotómica de la presencia o ausencia de un espacio entre rodillas en todo momento del ciclo de carrera, y es una medida de la alineación de la cadera, rodilla y tobillo desde una vista posterior (o anterior). La ventana de la rodilla no es necesario que sea grande: una ventana de rodilla excesivamente grande puede sugerir una deformidad en varo, un problema de alineación que también presenta problemas potenciales. Sin embargo, la mayoría de los corredores recreativos que no tienen una ventana de rodilla normal o pierden la ventana durante el ciclo de la marcha, en la mayoría de los casos se asocia con el patrón cinemático descrito anteriormente, aducción excesiva de cadera y rotación interna, y valgo de rodilla. A pesar de que la identificación de esta variable es bastante simple, se debe tomar en cuenta que corregir una ventana de rodilla "que está cerrada" no es tan simple (Noehren B, 2014). Hay algunas limitaciones para realizar esta medida, es importante que los corredores usen pantalones cortos o pantalones ajustados para que esta variable pueda ser evaluada. En corredores con exceso de tejido blando en el aspecto medial de la rodilla, esta medida puede ser inexacta. Finalmente, el movimiento normal de la cadera en aducción también puede crear la impresión de una ventana de rodilla cerrada, incluso en presencia de una buena alineación de cadera, rodilla y tobillo.



Ventana de la rodilla. (A) Ventana de rodilla normal y (B) ventana de rodilla "cerrada".

Caída de la pelvis.

Evaluar la cantidad de caída pélvica o la oblicuidad pélvica máxima durante la fase de apoyo, se puede notar mejor con la aplicación de marcadores en la parte posterior superior espinas ilíacas. Al comparar el marcador en la posición de la pierna en la fase de apoyo y el marcador de la extremidad oscilante, la cantidad de caída pélvica puede ser estimada. Caída pélvica excesiva durante la carrera contribuye a la aducción excesiva de la cadera, una variable que se ha relacionado con numerosas lesiones en movimiento. Un estudio reciente encontró que una evaluación cuantitativa 2D de esta variable demostró una fiabilidad excelente pero estaba mal correlacionada con una medición 3D de la caída pélvica (Maykut JN, 2015). Es posible que la caída pélvica pueda servir como una medida sustitutiva para la debilidad de la cadera y/o debilidad de la parte central del cuerpo. La caída pélvica al correr se ha informado que se relaciona significativamente con la fuerza de ambos abductores de cadera y la fuerza de los extensores de cadera, cuando estos entran en fatiga da como resultado una caída pélvica excesiva (Ford KR, 2013). Buscar diferencias de lado a lado puede ser útil para detectar una caída pélvica excesiva y la correlación con los déficits de cadena cinética asociados a este movimiento y además debe analizarse para ver cómo esto contribuye a la lesión. Aunque más es necesario investigar en esta área, la caída pélvica permanece como una variable de interés en el análisis biomecánico de la carrera.



Caída pélvica excesiva. (A) En el contacto inicial, la pelvis del corredor está bastante nivelada y (B) durante la postura que demuestra caída excesiva de la pelvis.

Referencias

- Barton CJ, Bonanno D, Levinger P, et al. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(5):286–96.
- Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, et al. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44(7):1325–34.
- Dierks TA, Manal KT, Hamill J, et al. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43(4): 693–700.
- Edwards WB, Taylor D, Rudolph TJ, et al. Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41(12):2177–84
- Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, et al. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43(2): 296–302.
- Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol* 2007;100(6):653–61.
- Meardon SA, Campbell S, Derrick TR. Step width alters iliotibial band strain during running. *Sports Biomech* 2012;11(4):464–72.
- Noehren B, Schmitz A, Hempel R, et al. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(3):217–22.
- Souza RB, Hatamiya N, Martin C, et al. Medial and lateral heel whips: prevalence and characteristics in recreational runners. *PM R* 2015;7(8):823–30
- Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2009;37(3):579–87.
- Teng HL, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47(3):625–30.
- Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(10):785–92.
- Wille CM, Lenhart RL, Wang S, et al. Ability of Sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(10):825–30.
- Noehren B, Schmitz A, Hempel R, et al. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(3):217–22.
- Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, et al. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther* 2015;10(2):136–46.
- Ford KR, Taylor-Haas JA, Genthe K, et al. Relationship between hip strength and trunk motion in college cross-country runners. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45(6): 1125–30.

ANEXO IV. Protocolo de evaluación

Anamnesis

Fecha

Nombre: _____

Deporte: _____ Edad: _____

Peso _____ Talla: _____

Dominancia: _____ Zapatillas: _____

Años de correr: _____ Antigüedad de las zapatillas: _____ Km de las zapatillas: _____

Competición: SI__ NO__ Distancia de competición _____

Mejor marca personal (Año) _____ Estimación de marca actual _____

Días de entrenamiento a la semana: _____ Ritmo de rodaje (fondo) habitual: _____

Plantillas: SI__ NO__ Tipo _____ ¿Desde hace cuánto tiempo? _____

Superficie de la carrera: () Asfalto-calle; () Cinta; () Camino o Montaña; Otro: _____

Entrenamiento extra: () Ciclismo () Natación () Deportes en equipo; Otro: _____

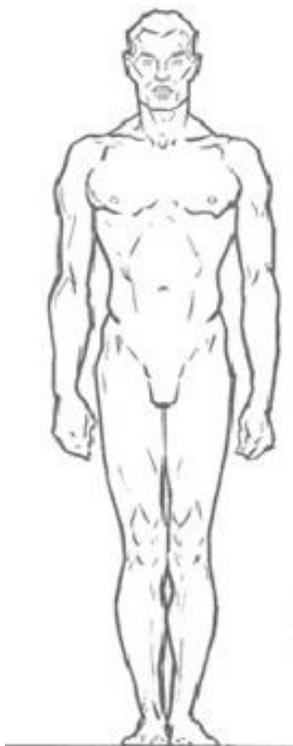
Trabajo de fuerza: SI__ NO__ ¿Qué tipo? _____

Molestias al correr: SI__ NO__ ¿Qué molestias? _____

¿Cuándo aparecen? () Cada paso de la carrera () Al inicio de carrera y va aumentando () Al final de la carrera () Al día siguiente en movimiento () Al día siguiente estando en reposo

Historial de lesiones

Valoración Kinesiológica: Test postural



Alineación de la cabeza: _____

Altura de los hombros: simétrica, asimétrica _____

Altura de los pezones: simétrica, asimétrica _____

Alineación del tronco: _____

Altura de la EIAS: simétrica, asimétrica _____

Forma y tamaño del cuádriceps: simétrica, asimétrica _____

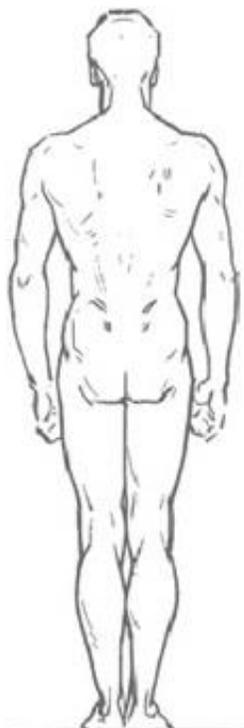
Posición de la patela: () simétrica () asimétrica () lateral () medial () superior

Rodillas: () normal () varo () valgo _____

Forma y tamaño de los gemelos: simétrica, asimétrica _____

Estructura y alineación del pie/arcos: normal - alterado _____

Movimiento de hallux: normal - limitado _____



Altura de los hombros: () simétrica () asimétrica _____

Columna vertebral: _____

Escápula: () normal () disquinesia _____

Espacio entre el brazo y el tronco: () simétrica () asimétrica _____

Pliegue glúteo: () simétrico () asimétrico _____

Forma y tamaño m. isquiotibiales: () simétrico () asimétrico _____

Forma y tamaño del sóleo: simétrica, asimétrica _____

Tendón de Aquiles: () simétrico () asimétrico () varo () valgo



Posición de la cabeza: _____

Posición del hombro: () normal () antepulsión () retropulsión

Columna dorsal: () normal () plana () cifosis _____

Columna lumbar: () normal () hiperlordosis () rectificación _____

Posición de la pelvis: () normal () anteversión () retroversión

Rodillas: () normal () recurvatum () en flexión

Plomada: _____

Valoración Kinesiológica. Pruebas específicas miembro inferior

Prueba	Resultado	Comentarios
Extensión del hallux		
Mecanismo Windlass		
Drop navicular		
Dorsiflexión cadena cerrada		
Longitud miembro inferior		
Test de Thomas		
Test de Ely		
Single leg squat		

Valoración Kinesiológica. Pruebas específicas miembro superior

Prueba	Resultado	Comentarios
Prueba de longitud del dorsal ancho		
Prueba de longitud del pectoral menor		

ANEXO V: Tablas de resultados

Resultados test postural vista frontal

Variable	P1		P2		P3		P4		P5		P6	
	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D
Alineación de la cabeza	X		✓		✓		✓		✓		✓	
Altura de los hombros	X	✓	✓	✓	X	✓	X	✓	✓	✓	✓	X
Altura de los pezones	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓
Alineación del tronco	X		✓		X		✓		✓		X	
Altura EIAS	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	X	✓	X	✓
Forma-tamaño cuádriceps	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
Posición de la patela	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Rotación de la tibia	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	X
Rodillas	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Forma-tamaño gemelos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
Estructura del pie	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X

Tabla 1.- Resultados del test postural (visión frontal) en los seis participantes (P1...P6). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) y derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. EIAS: Espina Iliaca Antero Superior.

Resultados test postural vista posterior

Variable	P1		P2		P3		P4		P5		P6	
	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D
Altura de los hombros	X	✓	✓	✓	X	✓	X	✓	✓	✓	✓	X
Columna vertebral	X		✓		X		✓		X		X	
Escápula	X	✓	X	X	X	X	✓	✓	✓	✓	X	X
Espacio tranco-brazo	✓		✓		X		✓		X		X	
Altura EIPS	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓	X	X	✓
Pliegue glúteo	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓
Forma-tamaño isquiotibiales	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Forma-tamaño sóleo	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓
Tendón de Aquiles	X	✓	✓	X	X	X	✓	✓	✓	✓	X	X

Tabla 2.- Resultados del test postural (visión posterior) en los seis participantes (P1...P6). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) y derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. EIPS: Espina Iliaca Postero Superior.

Resultados test postural vista lateral

Variable	P1	P2	P3	P4	P5	P6
Posición de la cabeza	X	✓	X	X	✓	✓
Posición del hombro	X	✓	X	X	X	X
Columna dorsal	✓	✓	X	✓	✓	✓
Columna lumbar	✓	✓	X	✓	✓	X
Posición de la pelvis	X	✓	X	✓	✓	X
Rodillas	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Plomada	✓	✓	X	X	✓	✓

Tabla 3.- Resultados del test postural (visión lateral) en los seis participantes (P1...P6). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) o derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas.

Resultados pruebas específicas

	PRUEBAS REALIZADAS	P1		P2		P3		P4		P5		P6	
		I	D	I	D	I	D	I	D	I	D	I	D
EEII	Extensión del hallux	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	X
	Mecanismo Windlass	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	X
	Drop navicular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X
	Dorsiflexión	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Longitud del mmii	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓	X	X	✓
	Test de Thomas	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	X	X	X
	Test de Ely	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
	Single leg squat	X	X	X	✓	X	X	X	X	X	X	X	X
	Hip scour test	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X
EESS	Longitud dorsal ancho	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	X
	Longitud pectoral menor	X	✓	✓	✓	X	X	X	X	✓	✓	X	X
TRONCO	Plank anterior	✓		NR		X		X		X		✓	
	Plank lateral derecho	X		NR		X		X		X		✓	
	Plank lateral izquierdo	X		NR		X		X		✓		✓	

Tabla 4.- Resultados pruebas específicas de las extremidades inferiores (EEII), superiores (EESS) y TRONCO realizados en los seis participantes (P1...P6). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. No lo realizó (NR)

Resultados del análisis biomecánico

	VARIABLES	P1	P2	P3	P4	P5	P6
VISTA LATERAL	Patrón de pisada	T	MP	MP	T	MP	T
	Ángulo contacto inicial	Izq.8°/ Der.16°	NA	NA	Izq.10°/ Der.8°	NA	Izq.8°/ Der.10°
	Ángulo tibial	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Flexión de rodilla	X	✓	✓	X	✓	✓
	Extensión de cadera	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Inclinación del tronco	✓	✓	X	✓	✓	X
	Sobrepisada	✓	X	X	X	X	X
	Desplazamiento vertical	✓	X	X	✓	✓	✓
VISTA POSTERIOR	Base de soporte	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Eversión del talón	X	✓	✓	X	X	✓
	Áng. Progresión del pie	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Rotación del talón	X	✓	✓	X	X	X
	Ventana de la rodilla	X	✓	X	X	X	✓
	Caída de la pelvis	X	X	X	X	✓	✓
OTRAS	La cadencia	X	X	X	X	X	✓
	El sonido	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Tabla 5.- Resultados del análisis biomecánico realizados en los seis participantes (P1...P6). Talonador (T). Medio pie (MP). Antepié (AP). No Aplica al corredor (NA). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas.

Resultados test postural vista frontal

Variable	P1				P2			
	PRE		POST		PRE		POST	
	I	D	I	D	I	D	I	D
Alineación de la cabeza	X		X		✓		✓	
Altura de los hombros	X	✓	X	✓	✓	X	✓	X
Altura de los pezones	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Alineación del tronco	X		✓		X		X	
Altura EIAS	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓
Forma-tamaño cuádriceps	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X
Posición de la patela	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Rotación de la tibia	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	✓
Rodillas	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Forma-tamaño gemelos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Estructura del pie	X	X	✓	✓	X	X	✓	✓

Tabla 6.- Resultados de la primera valoración y de la segunda valoración del test postural (visión frontal) en los dos participantes (P1, P2). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) y derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. En negrita se representan las pruebas en las que se obtuvieron cambios en el pre y post recomendaciones orientativas. En color verde se muestran las pruebas que aún no están dentro de los rangos esperados pero presentaron mejoría al compararlas con la primera evaluación.

Resultados test postural vista posterior

Variable	P1				P2			
	PRE		POST		PRE		POST	
	I	D	I	D	I	D	I	D
Altura de los hombros	X	✓	X	✓	✓	X	✓	X
Columna vertebral	X		✓		X		X	
Escápula	X	✓	X	✓	X	X	X	X
Espacio tranco-brazo	✓		✓		X		X	
Altura EIPS	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓
Pliegue glúteo	✓	✓	✓	✓	X	✓	X	✓
Forma-tamaño isquios	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Forma-tamaño sóleo	X	✓	X	✓	X	✓	X	✓
Tendón de Aquiles	X	✓	X	✓	X	X	X	X

Tabla 7.- Resultados de la primera valoración y de la segunda valoración del test postural (visión posterior) en los dos participantes (P1, P2). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) y derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. . En negrita se representan las pruebas en las que se obtuvieron cambios en el pre y post recomendaciones orientativas. En color verde se muestran las pruebas que aún no están dentro de los rangos esperados pero presentaron mejoría al compararlas con la primera evaluación.

Resultados test postural vista lateral

Variable	P1		P2	
	PRE	POST	PRE	POST
Posición de la cabeza	X	X	✓	✓
Posición del hombro	X	X	X	X
Columna dorsal	✓	✓	✓	✓
Columna lumbar	✓	✓	X	✓
Posición de la pelvis	X	✓	X	✓
Rodillas	✓	✓	✓	✓
Plomada	✓	✓	✓	✓

Tabla 8.- Resultados de la primera valoración y de la segunda valoración del test postural (visión lateral) en los dos participantes (P1, P2). Análisis del lado/perfil izquierdo (I) o derecho (D). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. En negrita se representan las pruebas en las que se obtuvieron cambios en el pre y post recomendaciones orientativas. En color verde se muestran las pruebas que aún no están dentro de los rangos esperados pero presentaron mejoría al compararlas con la primera evaluación.

Resultados pruebas específicas

	PRUEBAS REALIZADAS	P1				P2			
		PRE		POST		PRE		POST	
		I	D	I	D	I	D	I	D
EEII	Extensión del hallux	X	X	✓	✓	X	X	✓	✓
	Mecanismo Windlass	X	X	✓	✓	X	X	✓	✓
	Drop navicular	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓
	Dorsiflexión	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Longitud del mmii	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	X
	Test de Thomas	✓	✓	✓	✓	X	X	X	X
	Test de Ely	X	X	X	X	X	X	X	X
	Single leg squat	X	X	✓	✓	X	X	X	X
	Hip scour test	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	✓
EESS	Longitud dorsal ancho	✓	✓	✓	✓	X	X	✓	✓
	Longitud pectoral menor	X	✓	X	✓	X	X	X	X
TRONCO	Plank anterior	✓		✓		✓		✓	
	Plank lateral derecho	X		X		✓		✓	
	Plank lateral izquierdo	X		✓		X		X	

Tabla 9.- Resultados pruebas específicas de la primera valoración y de la segunda valoración de las extremidades inferiores (EEII), superiores (EESS) y tronco realizados en los dos participantes (P1, P2). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. No lo realizó (NR). En negrita se representan las pruebas en las que se obtuvieron cambios en el pre y post recomendaciones orientativas. En color verde se muestran las pruebas que aún no están dentro de los rangos esperados pero presentaron mejoría al compararlas con la primera evaluación.

Resultados del análisis biomecánico

	VARIABLES	P1		P2	
		PRE	POST	PRE	POST
VISTA LATERAL	Patrón de pisada	T	T	T	T
	Contacto inicial	Izq.8°/Der.16°	Izq.3°/Der.16°	Izq.8°/Der.10°	Izq.8°/Der.10°
	Ángulo tibial	✓	✓	✓	✓
	Flexión de rodilla	X	✓	✓	X
	Extensión de cadera	✓	✓	✓	✓
	Inclinación del tronco	✓	✓	X	X
	Sobrepisada	✓	✓	X	X
	Desplazamiento vertical	✓	✓	✓	✓
VISTA POSTERIOR	Base de soporte	✓	✓	✓	✓
	Eversión del talón	X	✓	✓	✓
	Ang.progresión del pie	✓	✓	✓	✓
	Rotación del talón	X	✓	X	X
	Ventana de la rodilla	X	X	✓	✓
	Caída de la pelvis	X	✓	✓	✓
OTRAS	La cadencia	X	✓	✓	✓
	El sonido	✓	✓	✓	✓

Tabla 10. Resultados del análisis biomecánico realizados en los dos participantes (P1, P2). Talonador (T). Medio pie (MP). Ante pie (AP). No Aplica al corredor (NA). Valoraciones positiva (✓) y negativa (X) de cada una de las variables analizadas. . En negrita se representan las pruebas en las que se obtuvieron cambios en el pre y post recomendaciones orientativas. En color verde se muestran las pruebas que aún no están dentro de los rangos esperados pero presentaron mejoría al compararlas con la primera evaluación.