

Aspectos biomecánicos asociados a lesiones por sobreuso en el atletismo de carreras

Lessby Gómez S.¹

Resumen

Las lesiones por sobreuso son consideradas un serio problema en el atletismo de carreras, debido a su alta prevalencia y a la severidad de algunas de sus consecuencias. Ellas incluyen un sinnúmero de patologías, como el síndrome patelofemoral, el síndrome fricción banda iliotibial, la fascitis plantar, el pinzamiento de meniscos, el síndrome de estrés tibial, la tendinopatía aquiliana, los desgarros musculares y fracturas por estrés tibial.

En este artículo se hace la revisión de los factores de riesgo biomecánicos asociados a la presencia de lesiones por sobreuso y se analizan los mecanismos de lesión derivados de la ejecución deportiva, el entrenamiento y la presencia de alteraciones morfo-funcionales en los deportistas.

Palabras clave: biomecánica, lesión, sobreuso, corredores

Introducción

La prevención de lesiones es uno de los objetivos fundamentales de la biomecánica deportiva (Aguado, Izquierdo & González, 1997), por lo que la comprensión de las causas y mecanismos que las generan son unos de los temas de mayor interés investigativo en los diferentes laboratorios de biomecánica del mundo entero. En el atletismo de carreras la presencia de lesiones constituye un grave problema, no solo por la pérdida de resultados deportivos sino por el alto costo emocional y económico que supone para el deportista.

Son múltiples las causas que pueden llevar a que un corredor se lesione, sin embargo tanto en atletas de alto rendimiento como recreativos, el sobreuso es el factor causal que con mayor frecuencia es reportado en la literatura. Por sobreuso se entienden las circunstancias en las que los requerimientos hechos al deportista sobrepasan sus capacidades físicas, siendo éstas generalmente asociadas a cargas submáximas o

¹ Fisioterapeuta, Magíster y Doctoranda. Docente Universidad Libre de Colombia. Seccional Cali. lessbyg@yahoo.com

máximas de índole repetitiva o tiempos cortos de recuperación que dejan efectos acumulativos en el tejido (Johnson, 2008). Se estima que más del 50% de las lesiones que sufren los corredores tienen como origen el sobreuso, siendo el miembro inferior el segmento corporal más afectado, con una prevalencia del 20% de lesiones en muslo, 15% en rodilla y 15% en pie (Wilder & Sethi, 2004). La frecuencia reportada en estudios epidemiológicos evidencia que cerca del 70% de los corredores recreativos y profesionales sufren al menos una lesión por sobreuso al año (Hreljac, 2004).

Al respecto, en un estudio retrospectivo en 2.000 atletas universitarios, (Taunton et al., 2002) reportan como patologías más comunes las derivadas del sobreuso, el síndrome patelofemoral, el síndrome fricción banda iliotibial, la fascitis plantar, el pinzamiento de meniscos, el síndrome de estrés tibial, la tendinopatía aquiliana, los desgarros musculares, fracturas por estrés tibial y las lesiones lumbares, incluidas en ellas el dolor lumbar. En esta población se señalaron como sitios de mayor lesión: las rodillas (42.1%), el tobillo (16.9%), la pantorrilla (12.8%), la pelvis y la cadera (10.9%) y el tendón de Aquiles (5.2%).

Factores de riesgo biomecánicos

Desde la perspectiva biomecánica todo daño o lesión ocurre cuando se traspasa el límite de esfuerzo máximo de un material (Beer, 2004). Este límite depende de varios factores, entre los que se cuenta la composición, la resistencia y las dimensiones de la estructura afectada, el número de ciclos de carga aplicados, el tipo de carga aplicada, la presencia de fallas o defectos en el tejido y el uso de elementos de protección, que disminuyan el efecto de las fuerzas lesivas.

En el caso específico de las lesiones en corredores, estos factores etiológicos pueden agruparse en tres categorías: los asociados a condiciones propias del entrenamiento y la práctica del deporte; los relacionados con características anatómicas y funcionales del deportista, y aquellos que tienen que ver con las condiciones previas del sistema osteomuscular, tales como antecedentes traumáticos o la presencia de sintomatología dolorosa. Estas condiciones pueden presentarse de manera individual o relacionarse entre sí, con lo que se eleva el riesgo fatiga y lesión, al aumentar las fuerzas y momentos de fuerza que se generan sobre el sistema osteomuscular.

Con respecto al entrenamiento y la ejecución deportiva, los factores de riesgo especialmente se asocian a la magnitud de la carga, su frecuencia de aplicación y los períodos de recuperación. A nivel tisular las lesiones por sobreuso son el resultado de microtraumatismos locales que producen daño en forma de degeneración celular

y extracelular, los cuales son más probables cuando el deportista modifica su forma de entrenamiento, buscando obtener mejores resultados, o en competencia, cuando los tejidos son llevados al extremo de su propia resistencia (Wilder & Sethi, 2004). Tal es el caso, cuando al aumentar las distancias recorridas y la intensidad del entrenamiento, los materiales del sistema osteomuscular (hueso, cartílago, tendón, ligamento, cartílago) son sometidos a altos ciclos de carga o repetitividad que generan un aumento en su energía interna, modificándose sus propiedades mecánicas por su condición de materiales viscoelásticos (ver gráfico 1). Esta situación incrementa la posibilidad de ruptura parcial o total de los tejidos al modificar los límites de deformación elástica y plástica del tejido, acelerando en muchos casos el fracaso del material. A manera preventiva se recomienda no correr más de 20 millas por hora, a fin de limitar este efecto acumulativo (Wilder & Sethi, 2004).

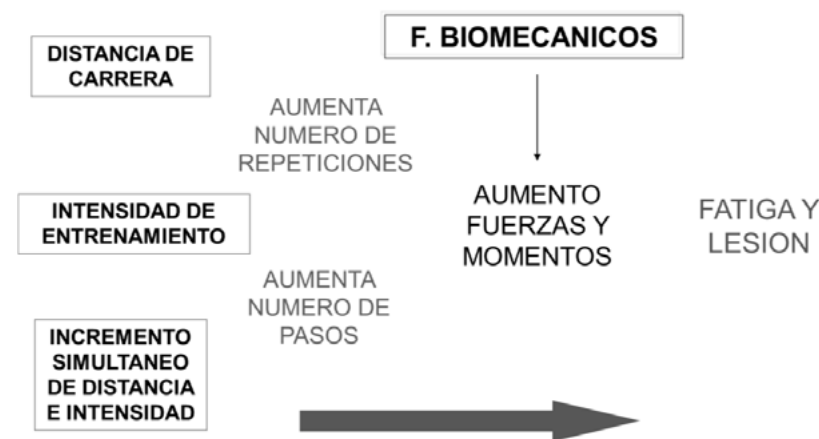


Gráfico 1. Condiciones de entrenamiento y factores biomecánicos. (Gómez, 2008)

Otro factor de riesgo biomecánico asociado al correr se observa en las fuerzas de impacto que se generan durante su ejecución. Mientras que al caminar siempre uno de los pies está en contacto con el piso y las fuerzas de impacto escasamente superan el peso corporal, la ejecución de la carrera implica una serie de saltos modificados que en dependencia de su velocidad pueden superar de 1,5 a 5 veces el peso corporal. Se considera que cuando se soporta 2,5 veces el peso corporal, un corredor absorbe una carga de aproximadamente 110 toneladas en cada pie por cada 1,6 km recorridos (Shephard, 1996). Estas cargas son aplicadas durante el primer 10% de la zancada en la fase de apoyo al momento del contacto de talón, y en el último 65-75% durante el despegue del mismo, por períodos breves de tiempo que oscilan entre 10 y 30 ms

(Hreljac, 2004). La estructura trabecular del hueso esponjoso favorece la absorción de la mayor parte de estas cargas compresivas; sin embargo, en virtud de los ciclos de carga aplicados, la posibilidad de fracturas por estrés aumentan, así como la sobrecarga sobre los tejidos blandos, que poseen una menor resistencia a este tipo de fuerzas.

De estos análisis se concluye que para prevenir lesiones, al aumentar la intensidad del entrenamiento y la magnitud de la carga, es necesaria una disminución en la frecuencia de la aplicación de la misma (gráfico 2).

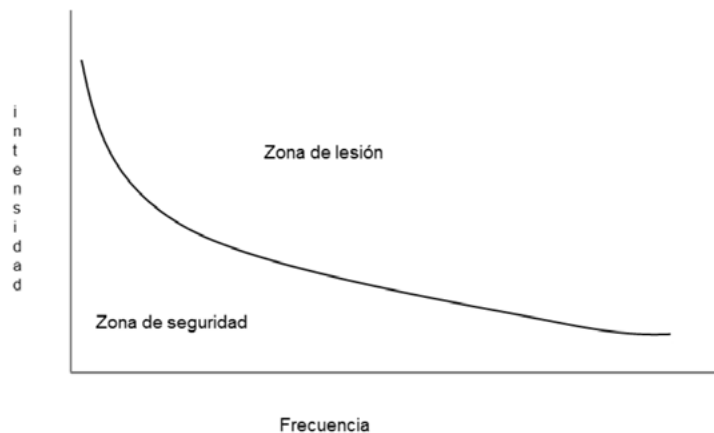


Gráfico 2. Relación entre la intensidad de la carga, la frecuencia de su aplicación y el riesgo de lesión (Gómez, 2011).

En lo referente a los condicionantes anátomo-funcionales del deportista, se consideran factores de riesgo: la presencia de alteraciones en el rango de movilidad articular, la discrepancia en la longitud de las extremidades, el excesivo o poco arco plantar, los desbalances musculares, así como la presencia de desalineamientos posturales como tibia vara, pie pronado, excesivo ángulo Q. Todos ellos, de una u otra manera, conllevan una concentración de esfuerzos sobre ciertas áreas o dan origen al desacoplamiento durante la ejecución técnica.

Las lesiones por imbalances se asocian con la pérdida de una adecuada relación funcional entre grupos musculares, que produce cambios en la longitud muscular, bien sea de acortamiento o alargamiento, los cuales repercuten en su capacidad

de generación de fuerza y en la movilidad articular, provocando alteraciones cinemáticas durante la ejecución del gesto que aumentan el riesgo de lesión. En un estudio realizado en 138 atletas femeninas, de las cuales cerca del 40% presentaban una o más lesiones, se encontró que en las deportistas afectadas se presentaba un 15% más de fuerza en flexores de cadera en lado derecho que izquierdo, un 15% más de flexibilidad de extensores de cadera en el lado izquierdo que en la derecha, y una relación de flexo-extensores de rodilla menor que 0.75 a 180°/s (Knapik, Bauman, Jones, Harris, & Vaughan, 1991).

Las variaciones anatómicas entre hombres y mujeres son otro factor de riesgo importante de analizar, dado que en estas últimas se reporta una mayor prevalencia e incidencia de lesión. Una pelvis más ancha, una mayor aducción de cadera, un mayor arco de movilidad articular, especialmente en rotación interna, así como la tendencia a un mayor genu valgo, conllevan un aumento en la carga excéntrica de la musculatura externa y ocasionan un aumento en la fricción de la banda iliotibial. Estos parámetros unidos a la presencia de un ángulo Q significativamente mayor en las mujeres, pueden ocasionar mal alineamiento, dolor patelofemoral, así como el aumento de las fuerzas de reacción en miembro inferior, y provocan un mayor riesgo de fracturas tibiales por estrés (Ferber, McClay, Davis & Williams Iii, 2003; Grau et al., 2008; Milner, Hamill & Davis, 2007; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill & Davis, 2008).

Otro factor importante de mencionar es el desacoplamiento de la cadena cinemática. Éste se entiende como la alteración en la secuencia normal del movimiento durante la ejecución de la técnica deportiva. En norma durante la carrera al momento del apoyo inicial, debe darse casi de manera simultánea la pronación del tobillo, la rotación tibial interna y la flexión de rodilla; mientras que en el apoyo terminal la inversión del calcáneo y el talo deben ir acompañados de rotación externa tibia y extensión de rodilla, sin que se presenten variaciones significativas ante los cambios de velocidad o superficie de contacto. Cuando se producen alteraciones en esta secuencia, como en el caso de un aumento en el tiempo de pronación del pie, ocurre un aumento en la presión de contacto de la faceta lateral de la patela que puede generar daño en el cartílago, aumentando el riesgo de padecer condromalacia patelar. Así mismo, en aquellos deportistas que presentan una mayor pronación al momento del contacto inicial, ocasionado por un aumento en el rango de movilidad articular en inversión y eversión del pie, se genera un desacoplamiento en el movimiento que ocasiona un mayor esfuerzo sobre la musculatura anterior de la pierna, aumentando el estrés sobre la tibia (DeLeo, Dierks, Ferber & Davis, 2004).

De manera similar, las alteraciones en la movilidad de la cadera, especialmente en el plano frontal, se han evidenciado como un factor desencadenante de desacoplamiento a nivel distal, sustentado en el hecho de que los rotadores externos de cadera y los abductores juegan un papel crítico en la posición del pie durante la fase de apoyo unipodal, contribuyendo a una adecuada cinemática del gesto (Snyder, Earl, O'Connor & Ebersole, 2009).

Otro factor de riesgo frecuentemente asociado a lesión en corredores es la presencia de un excesivo o poco arco plantar, dado que la presencia de estas alteraciones se asocian a una deficiente distribución de presiones plantares, que disminuye la capacidad de absorción de fuerzas (Williams, Davis, Scholz, Hamill & Buchanan, 2004). Sin embargo, la relación entre la altura del arco plantar y el riesgo de lesión no siempre es evidente, debido quizá a que la compleja estructura del pie y las diferencias estructurales entre individuos permiten adaptaciones que disminuyen esa posibilidad (Nakhaee, Rahimi, Abaee, Rezasoltani & Kalantari, 2008).

El uso de elementos de protección, como un calzado acorde al tipo de deporte que se practique así como el de órtesis para corrección de alteraciones morfológicas con miras a reducir el riesgo de lesión no ha sido suficientemente estudiado. Algunos estudios reportan poca influencia de estos factores en la modificación del gesto ejecutado (Gross, Davlin & Evanski, 1991; Nigg et al. 2003), sin embargo existe poca evidencia de sus efectos protectores (Richards, Magin & Callister, 2009).

Para finalizar, es importante recordar que los antecedentes de lesión son elementos claves en la aparición de nuevas lesiones, dado que mecánicamente la presencia de fallos en cualquier material disminuye significativamente su capacidad de resistencia haciéndolo más susceptible al daño y, por otra parte, la presencia de factores anexos como dolor, pérdida de propiocepción, movilidad y fuerza, compensatoriamente generan sobrecargas en otras zonas corporales que deben ser abordadas con un adecuado proceso de rehabilitación a fin de reducir las posibilidades de una nueva lesión.

Conclusión

Lo anteriormente expuesto sustenta la necesidad de incluir evaluaciones de ingreso y periódicas a los deportistas, con el propósito de detectar factores de riesgo asociados a lesiones por sobreuso, plantear estrategias de corrección o eliminación de los mismos y planear adecuadamente los procesos de entrenamiento deportivo.

Una valoración con fines preventivos debe incluir una exhaustiva evaluación de las condiciones osteomusculares, morfológicas y funcionales de los deportistas, unida a una evaluación del gesto deportivo. A continuación se presentan algunos de las pruebas a incluir:

Tipo de valoración	Prueba	Orientada a detectar:
Valoración morfo-funcional	Anamnesis	Antecedentes de lesión
	Valoración Postural	Alteraciones posturales: rotaciones internas y externas de cadera, genu valgo, genu varo, pie pronado, pie supinado, etc.
	Antropometría	Discrepancia longitudes y perímetros. Medida ángulo Q
	AMA	Aumentos y disminuciones en el rango de movilidad articular.
	Fuerza muscular	Disbalances musculares lado a lado (derecho - izquierdo) y entre grupos funcionales (relación flexores - extensores, abductores-aductores, etc.)
Valoración del gesto	Propiocepción	Déficits propioceptivos articulares durante el gesto.
	Valoración cinemática tridimensional	Desacoplamientos de la cadena cinemática
Valoración de los implementos deportivos	Valoración cinética	Fuerzas de impacto y reacción, durante la fase de apoyo.
	Calzado	Inadecuado diseño o uso del calzado deportivo u órtesis.

Referencias

Aguado, X., Izquierdo, M. & González, J. (1997). Biomecánica fuera y dentro del laboratorio. Secretariado de Publicaciones de la Universidad de León.

Beer F., J. R. (2004). Mecánica de materiales (3a ed.): McGraw Hill.

DeLeo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 983-991.

Ferber, R., McClay Davis, I. & Williams Iii, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350-357.

Gómez, L. (2011). Relación entre la intensidad de la carga, la frecuencia de su aplicación y el riesgo de lesión. Cali.

Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., Janssen, P. & Horstmann, T. (2008). What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners? *Journal of Biomechanics*, 41(9), 2042-2046.

Gross, M. L., Davlin, L. B. & Evanski, P. M. (1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Am J Sports Med*, 19(4), 409-412.

Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 845-849.

- Johnson, J. H. (2008). Lesiones por sobreuso en atletas jóvenes: causa y prevención.
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Jones, B. H., Harris, J. M. A., & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(1), 76.
- Milner, C. E., Hamill, J. & Davis, I. (2007). Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? *Clinical Biomechanics*, 22(6), 697-703.
- Nakhaee, Z., Rahimi, A., Abaee, M., Rezasoltani, A. & Kalantari, K. K. (2008). The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *The Foot*, 18(2), 84-90.
- Nigg, B. M., Stergiou, P., Cole, G., Stephanyshyn, D., Munderman, A. & Humble, N. (2003). Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 314.
- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J. & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160-1165.
- Richards, C. E., Magin, P. J. & Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British journal of sports medicine*, 43(3), 159.
- Shephard, R. J. (1996). *La resistencia en el deporte*: Paidotribo Editorial.
- Snyder, K. R., Earl, J. E., O'Connor, K. M., & Ebersole, K. T. (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 26-34.
- Taunton, J., Ryan, M., Clement, D., McKenzie, D., Lloyd-Smith, D. & Zumbo, B. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*, 36(2), 95.
- Wilder, R. P., & Sethi, S. (2004). Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. *Clin Sports Med*, 23(1), 55-81.
- Williams, D. S., Davis, I. M., Scholz, J. P., Hamill, J. & Buchanan, T. S. (2004). High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & posture*, 19(3), 263-269.