

Efectos de la fatiga en los parámetros cinemáticos de corredores de fondo a velocidades competitivas

PEDRO ÁNGEL LATORRE ROMÁN (*)
VÍCTOR MANUEL SOTO HERMOSO (**)

(*) Departamento de Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal. Universidad de Jaén

(**) Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Granada.

Introducción

El auge y la aceptación de la carrera en la sociedad actual puede deberse a que se trata de una forma relativamente fácil de hacer actividad física, para la cual estamos especialmente especializados. Esto ha generado un seguimiento de esta disciplina deportiva muy relevante en la sociedad actual, no solo desde el punto de vista competitivo, sino también desde el punto de vista recreacional. Este gesto es ejecutado de forma peculiar por cada corredor, de ahí que, según Dyson (1981), no haya dos atletas que corran exactamente igual ya que cada uno se caracteriza por una estructura morfológica y de aptitud física que condiciona la forma de correr.

Este gesto puede ser analizado desde diferentes perspectivas científicas: biomecánica, psicología, diversas disciplinas médicas, etc. Desde la perspectiva del comportamiento motor, la carrera es considerada como un gesto cíclico y cerrado, cuyo control se realiza predominantemente por los circuitos de feedback interno (propioceptivo). En las especialidades de carrera de larga distancia (fondo), los aspectos psicológicos adquieren un gran énfasis, sobre todo a la hora de plantear las estrategias de dosificación del esfuerzo, para lo cual es imprescindible la utilización de escalas de percepción subjetiva del esfuerzo como es la escala de Borg (1962). Por tanto, y en relación con los procesos de dosificación del esfuerzo, los atletas de resistencia precisan una gran implicación cognitiva (táctica) para en todo momento distribuir la energía de manera adecuada.

La resistencia como elemento fundamental de la condición física de un corredor de fondo, se puede definir como la capacidad de resistir psíquica y físicamente a una carga de entrenamiento durante un tiempo prolongado, produciéndose finalmente un cansancio insuperable debido a la intensidad y duración de la misma (Zintl, 1991). Donskoi y Zatsiorski (1988) revelan que durante la actividad muscular, la fatiga se manifiesta de dos maneras: (a) Fase de fatiga compensada o latente, en la que, a pesar de incrementarse las dificultades motrices, se mantiene la intensidad y la velocidad de ejecución de la tarea a costa de un menor ahorro energético y una deficiente coordinación muscular con variaciones en la técnica de los movimientos. (b) Fatiga descompensada o evidente en la que el deportista no puede mantener los niveles de intensidad de trabajo requeridos para la actividad motora.

Las aportaciones de la biomecánica en el análisis de la carrera de resistencia, abarcan muy diversas áreas: análisis de la economía de carrera (alto rendimiento), prevención de lesiones a través de estudios técnicos descriptivos, profundización en el diseño de zapatillas, análisis de la interacción calzado-pavimento-deportista, etc. Muchas de estas líneas de investigación emplean técnicas fotogramétricas bidimensionales, deduciendo diversos factores biomecánicos, habitualmente desde un plano de filmación posterior. Estos estudios del retropié, centran su análisis en la movilidad de la articulación subtalar (astrágalo-calcáneo), para lo cual se suelen determinar dos grupos de variables (Edington y cols, 1990): (a) Variables de cinemática angular: ángulo de llegada, pronación máxima, movimiento total del retropié, ángulo del tendón de Aquiles, movimiento del tendón de Aquiles, ángulo de salida, y velocidad máxima de pronación. (b) Variables de cinemática temporal: tiempo de máxima pronación, tiempo de velocidad máxima de pronación, y periodo de pronación en % de tiempo de contacto.

Correspondencia:

Departamento de Didáctica de la Expresión Musical,
Plástica y Corporal.
Universidad de Jaén.
Paraje de las Lagunillas, s/n- Edificio D-2. 123071. Jaén.
E-mail: platorre@ujaen.es.

Para facilitar el análisis de los movimientos del retropié, se debe dividir el registro de los movimientos en dos partes, la pronación inicial o movimiento ocurrido entre el contacto inicial y el contacto completo del pie y la pronación total o movimiento desarrollado entre el contacto completo del pie y el despegue del talón (Gómez 1992).

Edington y cols (1990), apuntan la existencia de una serie de factores que pueden afectar a la cinemática del retropié como son: la velocidad de carrera, la carrera en tapiz rodante o a cielo abierto, el ángulo de la pierna en el momento del contacto del pie, el paso o cruce de los pies, los sucesos temporales, y la fatiga. Por otro lado, Clarke y cols (1983) significaban la influencia de las características del calzado en los estudios del movimiento del retropié.

El análisis posterior del retropié también permite interpretar, tanto el tipo de apoyo (adelantado, plano, retrasado), así como las posibles desviaciones laterales en relación con la línea recta ideal de desplazamiento. Conociendo la forma y posición del apoyo de un corredor en relación con la trayectoria que describe su centro de gravedad (CG), se puede obtener información valiosa sobre los parámetros de eficacia e incluso de posibles factores de riesgo que predisponen a lesiones.

Todos los parámetros analizados previamente, se ven alterados por la aparición de la fatiga, la cual genera la utilización de nuevos estereotipos motores adaptados a los recursos disponibles por el organismo en cada momento (Gusi, 1991). Siler y Martin (1991), indican que los corredores realizan compensaciones de los modelos de carrera cuando se acercan a la fatiga, siendo algunos individuos más susceptibles a la fatiga que otros. Han sido varios los estudios (Williams 1990; Williams y Cavanagh 1986; Williams y col 1987; Siler y Martín 1991; Elliot y Ackland 1981; Hamill y Bates 1988; Nicol y cols 1991); que han intentado aclarar las interacciones entre la fatiga y las alteraciones mecánicas de la carrera de resistencia. Casi todos ellos han profundizado en la relación existente entre economía de esfuerzo y mecánica de carrera, observando múltiples evidencias que manifiestan esta relación, aunque actualmente hay muchas incógnitas para aclarar la naturaleza exacta de esta relación. La precisión con que el ser humano logra ajustar sus movimientos para minimizar el gasto metabólico asociado a la velocidad de desplazamiento es aún poco conocida; es difícil saber cómo el cambio de un aspecto específico de la mecánica de la carrera afecta los gastos energéticos y si estos

cambios afectan por igual a todos los corredores (Williams, 1993). El buen estilo de carrera no garantiza automáticamente un gran rendimiento en ésta, sin embargo, un nefasto estilo puede resultar casi siempre perjudicial; aunque existen grandes excepciones como puede ser el caso del ilustre Emil Zatopek (la locomotora humana).

La relación entre mecánica y economía de carrera está influenciada por numerosos factores (tabla 1). Todos estos factores se relacionan con el principal elemento perturbador de la cinemática de la carrera como es la fatiga.

Como resumen de lo encontrado en la bibliografía, consideramos que la mayor parte de los estudios centrados en el análisis de la cinemática de carrera se han basado en protocolos de laboratorio, son escasos los análisis realizados en circunstancias competitivas, es habitual la utilización de calzado no específico (no de competición), muchos de estos estudios registran movimientos a velocidades reducidas. Los estereotipos técnicos analizados en estas circunstancias pueden diferir en cierto modo de lo que ocurre realmente en competición, además de no ser un buen reflejo de las condiciones de fatiga habituales en el corredor. Las muestras de corredores empleadas, como indica Williams (1990), se han organizado desde corredores poco entrenados hasta atletas de elite, por lo que, debido a las capacidades fisiológicas de grupos dispares, la mecánica de carrera y el gasto energético, son muy diferenciados. Los objetivos pretendidos en este trabajo han sido los siguientes: (a) analizar el comportamiento biomecánico de la extremidad inferior en corredores de fondo a velocidades competitivas; (b) proporcionar a los entrenadores un instrumento de seguimiento de la técnica en relación con los procesos de adaptación e identificar factores que supongan riesgo de lesión; y (c) descubrir las variaciones de la frecuencia cardiaca, escala subjetiva de valoración del esfuerzo de Borg en relación con las anteriores variables cinemáticas.

Método

Para la cuantificación de los factores de análisis se ha empleado un sistema de registro indirecto basado en técnicas fotogramétricas bidimensionales (2D) basado en un registro en vídeo (50 Hz). La filmación se realizó desde una visión posterior, siendo analizada con el sistema Cyborg (Soto, 1995; Laboratorio de Biomecánica de la Universidad de Granada). El proceso de computerización constó de las siguientes fases: captura de vídeo,

Tabla 1. Factores determinantes de la economía de carrera.

FACTORES INTRÍNECOS	ANTROPOMÉTRICOS: Peso, Longitud de piernas, Estructura anatómica, etc...
	PSICOLÓGICOS: Relajación, motivación, etc...
	BIOLÓGICOS: Ritmo circadiano, Edad, Sexo, Temperatura del cuerpo, etc...
	BIOMECÁNICOS: Oscilación del CG, Transferencia de energía mecánica e impulso mecánico, ciclo acortamiento-estiramiento, Posición del pie, Tiempo de apoyo, Amplitud y frecuencia de paso de carrera, Fuerza de impacto, Ángulo de inclinación del tronco, Velocidad de flexión de la rodilla de apoyo, Flexión plantar en la impulsión, etc...
FACTORES EXTRÍNECOS	AMBIENTALES: Temperatura, Velocidad del viento o resistencia del aire, etc...
	MATERIALES: Tipo de superficie de carrera, Tipo de calzado, Peso añadido, etc...
	ENTRENAMIENTO: Magnitud de la carga (intensidad y volumen), Tipo de cualidad física, Feedback, etc...

Tabla 2. Características generales de los sujetos.

N	Edad (años)		Peso (kg)		Talla (cm)		Estado de forma (%)		Años de entrenamiento	
	media	DT	media	DT	media	DT	media	DT	media	DT
18	26	5.8	63.38	5.06	175	5.6	72.29	7.65	9.61	4.2

Tabla 3. Características medioambientales.

Cráterios	media	DT
Temperatura	17.16°	5.81
Humedad relativa	62.65%	16.06

s032p3.B1D S32_Palier3
 (rot.actual/nf) = 7 / 55
 comentario = ' ' APOYO DERECHO

DETERMINACIÓN DE ÁNGULOS
 -2.95° fémur-vert (var.)
 -10.18° tibia-vert (var.)
 0.00° talón-vert (val.)
 7.22° tibia-fémur (sup.)
 -10.18° talón-tibia (pro.)

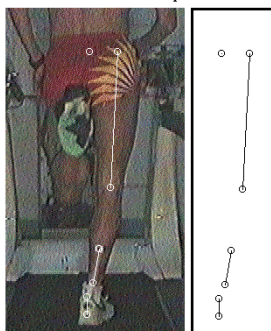


Figura 1. Análisis angular del apoyo.

digitalización, suavizado mediante splines de 5° grado, reconstrucción 2D, y finalmente, obtención de diversas variables numéricas y gráficas, a través de un módulo específico de análisis desarrollado para este trabajo.

Muestra

La muestra estaba formada por 18 sujetos varones, corredores de fondo (de categoría nacional y regional), federados, que compiten asiduamente, con una dilatada experiencia de entrenamiento con el fin de garantizar la presencia de automatismos técnicos.

Diseño

Inicialmente, y como estudio preliminar, hemos empleado un diseño descriptivo intergrupalo multivariado (corredores de fondo corto y largo). Posteriormente y debido a la consistencia y uniformidad de los parámetros de producto en ambos grupos, hemos decidido analizarlos de manera conjunta en un sólo grupo (diseño intragrupo). El estudio fotogramétrico 2D se realizó a lo largo de 4 apoyos consecutivos, registrados a 250 metros de la meta (penúltimo tramo de desplazamiento lineal). Esto ha permitido una mayor estabilidad del gesto, no influida por la curva y por el cambio de ritmo habitual que experimentan los atletas en la recta de llegada. Para este estudio se ha empleado un modelo biomecánico formado por 3 segmentos, 7 puntos anatómicos relevantes, y una serie de eventos temporales característicos. En cada uno de los 4 apoyos consecutivos analizados, se dedujeron 3 eventos temporales: inicio del apoyo, despegue del talón, y fin del apoyo.

Factores de análisis

Al ser básicamente un estudio descriptivo con un gran componente correlacional, consideramos como factores de producto: la fatiga, estimada a través de la frecuencia cardiaca y la percepción subjetiva del esfuerzo (índice de Borg) y la velocidad de carrera; y como factores de proceso: todo el conjunto de parámetros cinemáticos temporales y angulares que detallaremos a continuación. Los factores de proceso, han sido agrupados en 3 bloques: (a) análisis Temporal, (b) análisis angular, y (c) factores deducidos por Observación Sistemática. En ningún caso, se observaron diferencias importantes entre los valores angulares y temporales de la pierna derecha e izquierda por lo que se dedujo el valor medio de los 4 apoyos, por tanto, no hemos considerado la posible asimetría de piernas. A

continuación describimos de manera pormenorizada los anteriores factores:

a) Factores del análisis temporal: tiempo total de apoyo, tiempo desde el inicio del apoyo hasta la máxima pronación (Tiempo desde Ini-MáxPron), tiempo desde inicio del apoyo hasta la elevación del talón (Tiempo desde Ini-ElevaTalón), tiempo desde la elevación del talón hasta el fin del apoyo (Tiempo desde elevaTalón-Fin), y el tiempo de fase aérea.

b) Factores angulares de inclinación vertical segmentaria varo-valgo (segmentos: muslo, pierna y retropié). Concretamente se analizaron los siguientes factores: inclinación vertical inicial del fémur (Fémur incl. vert. ini.), inclinación vertical inicial del talón (Talón incl.vert.ini), inclinación vertical máxima del talón (Talón incl.vert.máx), inclinación vertical inicial de la tibia (Tibia incl.vert.ini), e inclinación vertical mínima de la tibia (Tibia incl.vert.mín).

c) Factores angulares de alineación articular (articulaciones: rodilla y tobillo) «pronación-supinación». Concretamente se analizaron los siguientes factores: alineación inicial del tobillo (Tobillo alineac.ini), alineación mínima del tobillo (Tobillo alineac.mín), alineación inicial de la rodilla (Rodilla alineac.ini), y alineación máxima de la rodilla (Rodilla alineac.máx).

d) Factores detectados mediante observación sistemática. Este apartado agrupa diversos factores: superficie de contacto en el apoyo inicial, rotación vertical (alrededor del eje Y, existente en la posición inicial), y basculación inicial-rotación horizontal (alrededor del eje X, coincidente con la dirección de carrera).

En la figura 1 se expone el modelo segmentario utilizado para determinar los diferentes ángulos detectados.

Material empleado

Para el registro fisiológico se empleó un monitor de registro cardiaco (Polar Coach) y la percepción subjetiva del esfuerzo se reconoció mediante la escala de Borg (1962). Para el registro cinemático se utilizó el instrumental habitual en métodos fotogramétricos 2D: cámaras de vídeo Panasonic MS-5, magnetoscopio Panasonic reproductor a 50 Hz, software para el análisis fotogramétrico computerizado Cyborg v.3.0, plataforma PC, tarjeta sintonizadora de vídeo Videoblaster. Además de los instrumentos específicos para la valoración fi-

Tabla 4. Factores de producto analizados.

Parámetros	1º palier		2º palier		3º palier	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
FC	160.3	17.6	167.3	14.8	171.2	12.3
Borg	12.61	1.2	15.1	1.6	17	1.1
Velocidad media palier	5.38	0.32	5.32	0.22	5.34	0.24

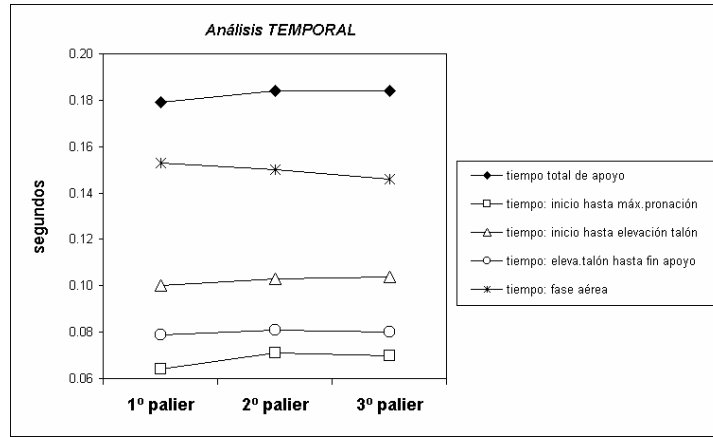


Figura 2. Evolución de los parámetros temporales a lo largo del protocolo planteado.

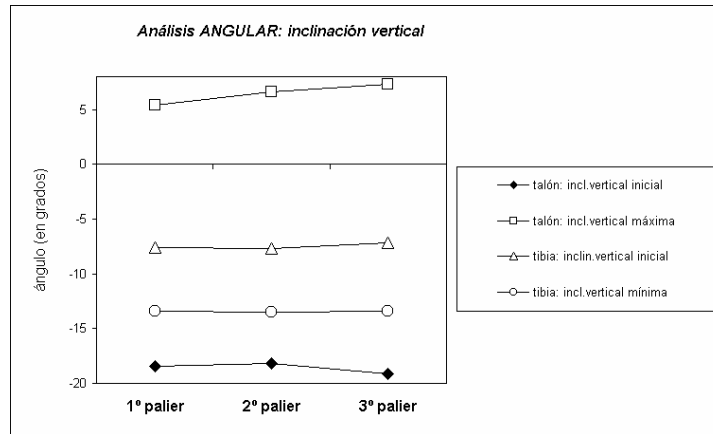


Figura 3. Evolución de los parámetros angulares de inclinación vertical a lo largo del protocolo planteado.

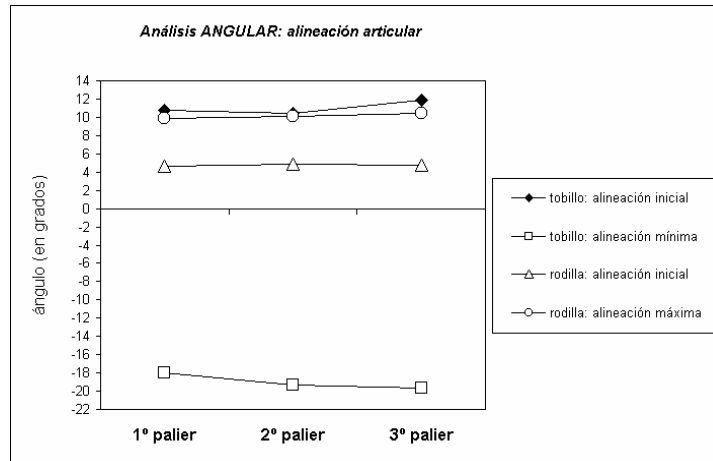


Figura 4. Evolución de los parámetros angulares de alineación articular a lo largo del protocolo planteado.

siológica y cinemática, también se empleó un tallímetro y báscula. El protocolo fue realizado en una pista reglamentaria de atletismo (material tipo tratan).

Procedimiento

El protocolo de estudio se aplicó en el periodo competitivo habitual para la muestra de corredores analizada. Siguiendo las recomendaciones de Shephard (1996), sobre la realización de pruebas de esfuerzo, se les sugirió a los atletas que las 24 horas previas al protocolo de trabajo, no realizaran entrenamientos intensos. Los deportistas realizaron el calentamiento que habitualmente efectúan la mayor parte de los atletas cuando se enfrentan a este tipo de trabajo. Posteriormente, en una pista oficial de atletismo y con calzado de competición, se recorrió por la calle número 1 cinco veces la distancia de 2.000 metros ó 1.000 metros dependiendo de la «adherencia» del atleta con cada tipo de entrenamiento, a un ritmo de carrera elegido individualmente y que les permita finalizar el protocolo de trabajo; en cualquier caso, todo atleta experimentado conoce a la perfección el tipo de esfuerzo planteado y la intensidad requerida para éste. Este sistema de entrenamiento es clasificado como método fraccionado de orientación aeróbica, que engloba esfuerzos entre 2 a 10 minutos, a una intensidad entre el 70-85 % del VO_2 máx (160-170 pulsaciones) y desarrollándose el esfuerzo en los límites teóricos del umbral anaeróbico.

De las cinco series realizadas, solo se analizaron 3 paliers: primera serie (1º palier, sin fatiga acumulada), tercera serie (2º palier, con fatiga acumulada), y quinta serie (3º palier con fatiga acumulada). Además, se les permitió a los deportistas obtener el biofeedback de la frecuencia cardiaca y el conocimiento del tiempo de ejecución. Entre cada palier se permitió la hidratación con agua. Al finalizar cada repetición, se registró la escala de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg, junto con los datos de tiempo de ejecución y frecuencia cardiaca. Por otro lado, las características medioambientales en la que se realizaron los diferentes protocolos de trabajo están expresadas en términos medios en la tabla 3. Teniendo en cuenta las orientaciones de Sharkey (1990) sobre los índices de agotamiento por calor utilizando la temperatura seca y la humedad relativa, las condiciones ambientales medias en la que se desarrolló el estudio indican una influencia baja de éstas en el agotamiento.

Control de contingencias y del error

El control de las contingencias externas es un problema importante e inherente a cualquier investigación científica. En gestos como la carrera, en donde la incertidumbre medioambiental es escasa y no se precisa de procesos atencionales y feedback importante para su adecuada ejecución, el control de contingencias se reduce notablemente, sin embargo, hemos tenido que controlar ciertas eventualidades, para así solucionar el posible problema de validez interna del estudio. Para evitar los beneficios aerodinámicos del corredor que se sitúa inmediatamente detrás de otro, los participantes realizaron el protocolo de forma individual, con una separación mínima de 10 metros entre ellos. En relación con el nivel de activación, en este estudio hemos intentado realizar un protocolo de trabajo que reproduzca con gran fidelidad la situación competitiva real, obviando planteamientos tácticos de la misma, por este motivo, diseñamos el estudio en el escenario real de competición con calzado específico y a velocidades competitivas; situación que si bien no puede considerarse de competición, al menos puede describirse no contaminante. En un gesto sencillo como la carrera, hemos considerado que atletas con más de 4 años de entrenamiento, competición y con un rendimiento mínimo de categoría regional, el grado de consistencia temporal y grado de automatización del gesto sería óptimo.

Las posibles fuentes de error existentes en el proceso desarrollado para la elaboración de este estudio, básicamente proceden del proceso de digitalización realizado manualmente. Un observador experimentado y entrenado para valorar de forma subjetiva la ubicación precisa de los marcadores de los puntos de digitalización que definen el modelo biomecánico del corredor, ha minimizado esta contingencia.

La metodología de cálculo temporal implica la detección de los eventos clave en los fotogramas obtenidos tras la filmación. El inconveniente de este sistema es que no es extremadamente preciso, ya que la frecuencia de muestreo es de 50 Hz, esta metodología podría generar estimaciones de tiempo con un margen de error de ± 0.02 seg. De todas formas en este gesto de carrera, es muy fácil que un observador experimentado pueda deducir posiciones intermedias entre dos fotogramas consecutivos, suponiendo la existencia de unos imaginarios fotogramas interpolados a frecuencias de 0.005 seg, por lo que se puede deducir de forma subjetiva imágenes intermedias interpoladas, lo cual reduce sensiblemente el margen de error en la estimación de intervalos temporales.

Resultados

Inicialmente se diferenci6 dos grupos bas6ndose en la afinidad o adherencia con la distancia de trabajo dise1ada dentro del mismo sistema de entrenamiento. Posteriormente y debido a la consistencia y homogeneidad de los datos, decidimos agrupar a todos los sujetos en un grupo 6nico. Los resultados obtenidos se han analizado inicialmente a trav6s de estadisticos descriptivos con medidas de tendencia central y dispersi6n, para posteriormente realizar un modelo de regresi6n lineal, an6lisis correlacional y por 6ltimo una prueba de contraste.

En las tablas 4 y 5 se exponen los resultados cinem6ticos m6s relevantes, en primer lugar los factores de producto (tabla 4) y a continuaci6n los factores de proceso (tabla 5). As6 mismo los resultados temporales m6s significativos se destacan en la figura 2.

En relaci6n con los par6metros angulares de inclinaci6n vertical segmentaria (figura 3), se observa un varo en los par6metros de inclinaci6n vertical inicial del f6mur, tibia y tal6n y de la inclinaci6n m6nima de la tibia. Valores que en el caso de la inclinaci6n inicial del tal6n y de la inclinaci6n m6nima de la tibia, se vuelven bastante deficientes en relaci6n con la eficacia t6cnica adecuada. Es de destacar el amplio recorrido angular que realiza el segmento del tal6n desde el inicio del contacto hasta su m6ximo valor, observ6ndose una tendencia al incremento de este recorrido a lo largo del protocolo de esfuerzos.

Teniendo en cuenta los factores angulares de alineaci6n articular (figura 4), es de destacar de nuevo, en consonancia con los valores de inclinaci6n del segmento tal6n, el gran recorrido del tobillo en su movimiento de prono-supinaci6n desde el inicio del apoyo hasta su alineaci6n m6nima, increment6ndose esta oscilaci6n al elevarse la fatiga, alcanz6ndose altas cotas de pronaci6n. Por 6ltimo, se aprecia una gran estabilidad en la alineaci6n de la rodilla entre su valor inicial y m6ximo a lo largo del protocolo de trabajo.

En el an6lisis observacional, significamos el apoyo plano (superficie de contacto inicial) que reflejan gran parte de los atletas. Adem6s, es de destacar, que este contacto se manifiesta con una ligera rotaci6n externa (eje vertical) en el palier 1 y 2, sin embargo, evoluciona negativamente a rotaci6n externa intensa en el palier 3, en detrimento tambi6n del apoyo perfectamente alineado. Por 6ltimo, el factor de basculaci6n inicial o rotaci6n horizontal

(eje horizontal) manifiesta unos valores que evolucionan a lo largo de los tres palieres desde una basculaci6n externa lateral a basculaci6n central.

En relaci6n con el modelo de regresi6n lineal m6ltiple, pretendemos comprobar si hay o no dependencia estadística entre varios factores. El coeficiente de determinaci6n (o R cuadrado) nos indica la bondad del ajuste. Cuanto m6s cerca de 1 est6, mejor ser6 el modelo y, por tanto, podremos decir que los factores biomec6nicos explican la FC o el 6ndice de Borg. Hemos fijado un valor R cuadrado de 0.75. En el caso de la FC y los factores biomec6nicos, para el primer palier encontramos un R cuadrado = 0.596, con lo que se puede decir que no hay una relaci6n fuerte entre factores. En el segundo palier el R cuadrado = 0.794 con lo que se observa que si hay asociaci6n entre los factores, y en tercer palier el R cuadrado = 0.818 con lo que se acentúa esta asociaci6n. En el caso del 6ndice de Borg y los factores biomec6nicos, el valor de R cuadrado en el palier 1 es 0.421, en el palier 2 es 0.965 y en el palier 3 es de 0.637, en el palier 2 es mayor que 0.75, por lo que se puede decir que en este caso el modelo es representativo, es decir, estos factores si explican el 6ndice de Borg. Al calcular el modelo de regresi6n otro resultado que obtenemos es la correlaci6n de Pearson. Todos estos resultados est6n expresados en las tablas 6 y 7.

Por 6ltimo, a trav6s del test de contraste (prueba T de Student) hemos podido comprobar las diferencias significativas entre los factores (hemos fijado un valor $\alpha=0.05$ que es el nivel de significaci6n). Establecemos una relaci6n entre este valor y el que obtenemos en los contrastes que se llama p-valor o significaci6n (bilateral), de modo que si $p \leq \alpha$ (bilateral) entonces se acepta la igualdad de medias, es decir, no habr6a diferencia significativa entre los par6metros, y si por el contrario $p > \alpha$ (bilateral) entonces se rechaza la igualdad de medias, es decir, habr6a diferencias entre los par6metros. A continuaci6n (tabla 8), describimos los par6metros en los que se presentan diferencias significativas en su evoluci6n a lo largo del protocolo de trabajo planteado.

Discusi6n y conclusiones

Analizando los factores de producto, significamos que la velocidad de ejecuci6n desarrollada por los atletas, es competitiva y constante a lo largo del estudio. Destacamos esta circunstancia ya que no es habitual encontrar estudios en donde se desa-

Tabla 5. Evolución de los diferentes parámetros biomecánicos.

Parámetro	Mín	Máx	Media	DT	Palier
Tiempo total	0.16	0.20	0.17	0.013	1
	0.158	0.20	0.18	0.012	2
	0.166	0.20	0.18	0.011	3
Tiempo desde Ini-MáxPron	0.03	0.10	0.06	0.021	1
	0.03	0.11	0.07	0.022	2
	0.04	0.12	0.07	0.021	3
Tiempo desde Ini-ElevaTalón	0.07	0.13	0.10	0.014	1
	0.06	0.12	0.10	0.014	2
	0.08	0.13	0.10	0.013	3
Tiempo desde ElevaTalón-Fin	0.06	0.09	0.07	0.008	1
	0.06	0.09	0.08	0.007	2
	0.06	0.10	0.08	0.008	3
Tiempo de fase aérea	0.11	0.18	0.15	0.02	1
	0.10	0.18	0.15	0.023	2
	0.10	0.18	0.14	0.02	3
Fémur Incl.vert.ini.	-6.6	0.6	-3	1.863	1
	-5.8	1.8	-2.86	2.036	2
	-5.5	0.6	-2.51	1.650	3
Rodilla alineac.ini	0.4	12	4.6	3	1
	1.3	13.4	4.9	3.2	2
	1.3	10.8	4.7	2.7	3

Parámetro	Mín	Máx	Media	DT	Palier
Rodilla alineac.máx	3.5	19	9.9	4.6	1
	2.2	19.7	10.1	4.8	2
	2.5	17.3	10.4	4.5	3
Talón incl.vert.ini	-	1.2	-18.4	10.1	1
	35.1	-0.9	-18.2	9.3	2
	-	32.5	-0.9	-18.2	9.3
Talón incl.vert.máx	-	-6	-19.1	8.5	3
	34.1	-6	-19.1	8.5	3
	-	18.1	5.4	9.1	1
Tibia incl.vert.ini	10.3	18.1	5.4	9.1	1
	-	19.8	6.6	9.4	2
	10.4	19.8	6.6	9.4	2
Tibia incl.vert.mín	-	21.8	7.3	10.2	3
	15.9	21.8	7.3	10.2	3
	-	-2.7	-7.6	2.4	1
Tobillo alineac.ini	12.2	-2.7	-7.6	2.4	1
	-	-3.5	-7.7	2.2	2
	11.6	-3.5	-7.7	2.2	2
Tobillo alineac.mín	-11	-3.7	-7.2	2	3
	-	-7.6	-13.4	3.8	1
	20.1	-7.6	-13.4	3.8	1
Tibia incl.vert.mín	-	-7.8	-13.5	3.2	2
	19.7	-7.8	-13.5	3.2	2
	-	-7.2	-13.4	3.2	3
Tobillo alineac.ini	18.7	-7.2	-13.4	3.2	3
	-	25.6	10.8	9.1	1
	-7.4	25.6	10.8	9.1	1
Tobillo alineac.mín	-6.1	21.6	10.4	8.5	2
	0.7	26.6	11.9	7.7	3
	-	-1.8	-18	8.6	1
Tibia incl.vert.mín	28.4	-1.8	-18	8.6	1
	-	-3.7	-19.3	8.5	2
	32.2	-3.7	-19.3	8.5	2
Rodilla alineac.máx	-	0.6	-19.7	9.4	3
	31.9	0.6	-19.7	9.4	3
	-	0.6	-19.7	9.4	3

Tabla 6. Coeficiente de Pearson de las matrices de datos de los factores de producto y de proceso más correlacionados en los tres palieres de trabajo

Parámetros	con FC	con BORG
Alineación mínima del tobillo	-0.99	-0.97
Inclinación vertical máxima del talón	0.99	0.99
Tiempo total de apoyo	0.93	0.90
Tiempo de fase aérea	-0.97	-0.98

Tabla 7. Correlaciones más significativas de los diferentes factores biomecánicos posteriores.

parámetros	Palier 1	Palier 2	Palier 3
T.Total con T. desde Ini-MáxPron	0.57	0.76	0.78
T.Total con T. desde Ini-ElevaTalón	0.83	0.85	0.77
T. desde Ini-MáxPron con T. desde Ini-ElevaTalón	0.55	0.78	0.73
Fémur incl.vert.ini con Rodilla alieac.máx.	0.67	0.82	0.75
Talón incl.vert.ini con Talón incl.vert.máx	0.76	0.80	0.84
Talón incl.vert.ini con Tobillo alineac.ini	-0.97	-0.97	-0.97
Talón incl.vert.ini con Rodilla alieac.máx.	-0.73	-0.68	-0.66
Talón incl.vert.ini con Tibia incl.vert.mín.	0.73	0.69	0.66
Talón incl.vert.máx con Tobillo alineac.ini	-0.76	-0.80	-0.85
Talón incl.vert.máx con Tobillo alineac.mín	-0.91	-0.94	-0.94
Tibia incl.vert.ini con Tibia incl.vert.mín	0.74	0.73	0.78
Tibia incl.vert.ini con Rodilla alieac.ini	-0.79	-0.78	-0.79
Tibia incl.vert.mín con Rodilla alieac.máx	-0.91	-0.91	-0.92
Tibia incl.vert.mín con Rodilla alieac. ini	-0.84	-0.89	-0.92
Rodilla alieac.ini con Rodilla alieac.máx	0.82	0.85	0.87

rrollen velocidades elevadas y competitivas. (Kaneko y cols, 1987; Edington y cols 1990; Clarke y cols 1983, Williams 1990, etc).

Dentro del variado número de factores cinemáticos del retropié, debemos hacer referencia a aquellos que han experimentado diferencias significativas a lo largo de los palieres de esfuerzo y que pueden reflejar correlaciones relevantes con la FC y el índice de Borg. En concreto, el tiempo total de apoyo manifiesta diferencias significativas entre el palier 1 (sin fatiga acumulada) y el palier 2 (con fatiga acumulada), a su vez, este parámetro refleja correlaciones importantes, 0.93 y 0.90, con la FC y el índice de Borg respectivamente. También, el tiempo de fase aérea expresa diferencias significativas entre el palier 1 y 3, manifestando correlaciones importantes, -0.97 y -0.98, entre la FC y el índice de Borg respectivamente. En consecuencia, parece ser que la fatiga incrementa el tiempo de apoyo, además de reducir el tiempo de fase aérea.

Williams y Cavanagh (1986) en un estudio con corredores de elite señalaron que el menor consumo de oxígeno estaba asociado entre otros factores a un mayor tiempo de apoyo, así, tiempos de apoyo más largos están asociados con una mejor economía de carrera, circunstancia observada en este estudio.

Por otro lado, tanto la inclinación vertical máxima del talón como la alineación mínima del tobillo (indicadores de la pronación del tobillo), manifies-

tan diferencias significativas entre palieres 1-2, y palieres 1-3. En este sentido, cabe indicar que la fatiga ha incrementado el movimiento total del retropié, analizado desde la alineación inicial del tobillo a su alienación mínima (pronación). Además, la inclinación vertical máxima del talón y la alineación mínima del tobillo, expresan coeficientes de correlación muy altos, -0.99 y -0.97 por 0.99 y 0.99, respectivamente con la FC y el índice de Borg, por lo que al incrementarse la fatiga se reduce la alineación del tobillo, incrementándose, por tanto, la inclinación vertical del talón. Teniendo en cuenta los factores angulares de alineación articular, es de destacar de nuevo, en consonancia con los valores de inclinación del segmento talón, el gran recorrido del tobillo en su movimiento de pronosupinación desde el inicio del apoyo hasta su alineación mínima, incrementándose esta oscilación al elevarse la fatiga. En este sentido, teniendo en cuenta la alineación mínima del tobillo, hemos encontrado valores muy negativos, por encima sobradamente de -8° , lo cual es indicador de una pronación excesiva. En este sentido, Van Gheluwe y Madsen (1997) encontraron que en carrera a velocidad alta hasta el agotamiento (4.5 m/s) se incrementaba el movimiento del retropié. Edington y cols (1990) señalan, además, que la pronación excesiva de la articulación subtalar está relacionada con varias lesiones de cadera, rodilla, tendón de Aquiles y pie. Por tanto, en pronadores excesivos, se exige una mayor demanda excéntrica a la musculatura posterior de

Tabla 8. Prueba de contraste.

Parámetro	Sig.(bilateral)		Parámetro	Sig.(bilateral)	
FC	palier 1 – palier 2	0.007	Tiempo fase aérea	palier 1 – palier 3	0.042
	palier 1 – palier 3	0.001	Talón: inclinación vertical máx.	palier 1 – palier 2	0.009
	palier 2 – palier 3	0.010		palier 1 – palier 3	0.006
Índice de Borg	palier 1 – palier 2	0.007	Tibia: inclinación vertical ini.	palier 2 – palier 3	0.014
	palier 1 – palier 3	0.000	Tobillo: alineación mín.	palier 1 – palier 2	0.000
	palier 2 – palier 3	0.000		palier 1 – palier 3	0.008
Tiempo total	palier 1 – palier 2	0.014			



Figura 5. Cruce de los pies en el apoyo, a lo largo de la línea de la calle de referencia.

la tibia que actúa para desacelerar el movimiento, lo que da lugar a una mayor absorción de fuerza, estas demandas pueden ser causa de lesiones tendinosas del tibial posterior (McClay y Manal, 1999). E incluso, como señalan Bruggeman y cols (1991), la carrera al aire libre en vez de en tapiz rodante debe acentuar el movimiento del retropié y por lo tanto, incrementar las lesiones propias de la carrera. En el caso de los sujetos analizados, hemos podido confirmar que gran parte de ellos han sufrido reiteradas lesiones en las anteriores estructuras anatómicas.

Clarke y cols (1983) indican que las zapatillas con suelas blandas y 0° de talón permiten una mayor pronación máxima del retropié, siendo la altura del tacón poco importante en este recorrido articular. En este estudio, los atletas han empleado calzado de competición. Este calzado sacrifica el control de movimientos a favor de la reducción del peso (150 y 220 gramos) para el rendimiento teórico. Quizá el movimiento exagerado de pronación encontrado en este estudio se deba en parte a las características del calzado empleado. Hamill y cols (1988), indicaron que los cambios en la eversión del calcáneo, son el resultado de la construcción del calzado y no una función del gran esfuerzo metabólico durante la última parte de la carrera.

Andrew (1986) estableció que, conforme la velocidad de carrera se incrementa, se amplían las colocaciones medioalaterales medias del pie desde la línea media, aumentándose la tendencia al cruce de los pies, que podría causar que el talón rotara hacia dentro y se incrementara la tendencia al cruce. Aunque, Edington y cols (1990) destacan que un patrón de cruce exagerado de los pies, a cualquier velocidad, puede resultar tanto de factores estructurales (anomalías ortopédicas como el genu varus tibial) o de aspectos funcionales como el estilo de carrera personal.

Los resultados obtenidos en este estudio en relación con la posición rotada inicial (rotación vertical) del pie, indican que la mayor parte de los atletas manifiestan un apoyo con rotación externa suave en el palier 1 y 2, a rotación intensa en el palier 3, lo que podría influir en el cruce de pies a lo largo de la línea de dirección de carrera referenciada por la línea blanca de la calle por donde corrían los atletas (Figura 5). Esto podría ser debido a los niveles moderados de supinación de la articulación del tobillo y de la inclinación de la tibia y el talón en el contacto inicial con el pavimento. De hecho, la inclinación vertical inicial de la tibia (varo tibial) expresa diferencias significativas entre el palier 2 y 3.

En relación con la superficie de contacto inicial, los atletas han desarrollado fundamentalmente un apoyo plano.

No cabe duda, que el comportamiento cinemático (técnica empleada) es un factor importante en la demanda energética a la hora de realizar un esfuerzo físico; ciertamente, andar es menos económico que correr por debajo de ciertas velocidades (Daniels 1985). El entrenamiento de la técnica de carrera en corredores de fondo no sólo debe ir orientado a la repetición sistemática de estereotipos técnicos asumidos como eficaces, sino también al análisis especial del calzado deportivo y debido a que la carrera de fondo depende en gran medida de los aspectos cuantitativos de la ejecución; habría que analizar posibles desequilibrios musculares que puedan desencadenar movimientos desaconsejados.

Es de significar la relevancia clínica que se manifiesta de un exceso de pronación subtalar en la carrera de resistencia, como el encontrado en este estudio, lo cual debe llevar a plantear la necesidad de entrenar con calzado que no sacrifique en exceso el control de los movimientos del retropié y así poder evitar lesiones por sobrecarga.

Con la metodología desarrollada en este estudio se pueden generar informes individuales para cada atleta, lo que supone un instrumento de seguimiento y análisis de la técnica, a lo largo de su preparación y en relación con los procesos de adquisición de su estado de forma óptimo.

Se necesita también dilucidar cuándo la adopción de un estereotipo técnico es consecuencia de una técnica ineficaz o como resultado de los procesos de adaptación individual a las exigencias fisiológicas y por lo tanto, eficaz. Además, es necesario relacionar los resultados grupales con informes individuales de los sujetos, para ello, sería interesante establecer una base de datos procedentes de estudios similares, que le dieran más consistencia a las conclusiones establecidas.

Bibliografía

1. **Andrew, G.C.** (1986). *The Effect of running velocity on rearfoot motion and mediolateral placement of the feet*. Unpublished master's thesis. The Pennsylvania State University, University Park.
2. **Borgg.** (1962). *Physical performances and Perceived Exertion*. Lund: Gleerup.
3. **Bruggeman, G.P; Hirthe, A; Knicker, A y Steppat, C.** (1991). Laboratory versus field test in running shoe research. En Marshal, R.N.; Wood, G.A.; Elliot, B.C.; Ackland, T.R. y McNair, P.J. (Eds).
4. **Clarke, T.E; Frederick, E.C y Hamill, C.L.** (1983).

- The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 15(5), 367-381.
5. **Daniels, J.T.** (1985). A physiologist's view of running economy. *Medicine and science in Sports and exercise*. 17, 332-338.
 6. **Donskoi, D y Zatsiorki, V.** (1988). *Biomecánica de los ejercicios físicos*. Moscú: Raduga.
 7. **Dyson, G.** (1981). *Mecánica del atletismo*. Buenos aires: Stadium.
 8. **Edington, C; Frederick, E.C. y Cavanagh, P.** (1990). *Rearfoot Motion in Distance Running*. En Cavanagh, P.R. (1990): *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics, Champaign.
 9. **Elliot, B y Ackland, T.** (1981). Biomechanical effects of fatigue on 10.000 meter running. *Research Quarterly for Exercise and Sports*. 2, 160-166.
 10. **Esparza, E y Aguado, J.** (1988). Evaluación de la pronación dinámica del tobillo en jóvenes escolares catalanes. *Apunts*. Vol XXV, 229-234.
 11. **García, A.C.; Gianikelis, K y Alepuz, R.** (1992). *Solicitaciones mecánicas del pie en el deporte: cargas externas* En Ponencias de Jornadas científicas sobre Biomecánica y Patomecánica del pie en el deporte. Valencia: IBV.
 12. **Gómez, L.** (1992). *Aspectos anatómicos, fisiológicos y biomecánicos*. En Ponencias de la Jornada científica sobre Biomecánica y Patomecánica del pie en el deporte. Valencia: IBV.
 13. **Gusi, N.** (1991). Efectos biomecánicos de la fatiga. *Apunts: Educación Física y Deporte*, 26, 43-50.
 14. **Hamill, J. y Bates, B.T.** (1988). A kinetic evaluation of the effects of in vivo loading on running shoes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 10(2), 47-53.
 15. **Kaneko, M; Matsumoto, M.; Ito, A. y Fuchimoto, T.** (1987). Optimum step frequency in constant speed running. *Human Kinetics Publishers*. 803-807.
 16. **McClay, I.S. y Manal, K.** (1999). Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 31 (11), 1629-1637.
 17. **Nicol, C; Komi, P.V. y Marconnet, P.** (1991). Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport*. 1(4), 195-204.
 18. **Sharkey, B.J.** (1990). *Physiology of Fitness*. Champaign, IL: Human Kinetics Books.
 19. **Shephard, R.J.** (1996). *Resistencia muscular y lactato de la sangre*. En Shepard, R y Astrand, P. *La resistencia en el deporte*. Barcelona: Paidotribo.
 20. **Siler, W. y Martin, P.E.** (1991). Changes in running pattern during a treadmill run to volitional exhaustion: Fast versus show runners. *International Journal of Sports Biomechanics*. 1, 12-28.
 21. **Soto, V.M.** (1995). *Desarrollo de un sistema para el análisis biomecánico tridimensional del deporte y la representación gráfica realista del cuerpo humano*. Tesis doctoral. Servicio de publicaciones, Universidad de Granada.
 22. **Van Gheluwe, B. y Madsen, C.** (1997). Frontal Reafort Kinematics in Running Prior to Volitional Exhaustion. *Journal of Applied Biomechanics*. 13, 66-75.
 23. **Williams, K.R y Cavanagh, P.R.** (1986). *Biomechanical correlates with running economy in elite distance*. Proceedings of the North American Congress on Biomechanics, combined with Organizing Committee, V.2, 287-288.
 24. **Williams, K.R.** (1983). Biomechanics in distance running. En Grabiner, M.D. (Ed). *Current issues in biomechanics*. Champaign III: Human Kinetics.
 25. **Williams, K.R.** (1990). *Relationships between distance running biomechanics and running economy*. En Cavanagh, P.R. (1990): *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics, Champaign.
 26. **Williams, K.R; Cavanagh, P.R y Ziff, J.L.** (1987). Biomechanical Studies of Elite Female Distance Runners. *Int. J. Sports Med*. 8, 107-118.
 27. **Zintl, F.** (1991). *Entrenamiento de la resistencia*. Barcelona: Martínez Roca