

Identificación de fases en la carrera de 100 m lisos en función de variables cinemáticas y dinámicas

Identification of the acceleration phase in the 100 meters dash race attending to kinematic variables

Manuel Nogueras Miranda, Ignacio Grande Rodríguez, Carlos Alberto Cordente Martínez

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF), Universidad Politécnica de Madrid, España.

CORRESPONDENCIA:

Manuel Nogueras Miranda

Manunm86@hotmail.com

Recepción: noviembre 2016 • Aceptación: junio 2017

Resumen

Las fases de la carrera de 100 m lisos se han identificado en función de variables cuantitativas en escasas ocasiones (Mackala, 2007; Saito, Nagahara, Ae & Matsuo, 2008). El objetivo principal de este estudio fue proponer una herramienta de cálculo para identificar la fase de aceleración en función de la velocidad instantánea de carrera ($m \cdot s^{-1}$) y comparar esta con una fase inicial de carrera calculada a partir del tiempo de apoyo (s) y la fuerza de reacción vertical máxima (N). Se analizaron las carreras completas de cinco atletas varones de élite nacional ($25 \pm 5,76$ años). Las mediciones se realizaron con plantillas instrumentadas GebioMized® y con el sistema láser LDM301 de Jenoptik. La identificación de fases de carrera se realizó en función de regresiones lineales (R^2) y de la pendiente de las rectas de regresión lineal calculadas por tramos de carrera en las gráficas de las variables medidas en función del tiempo o los apoyos registrados. El análisis de la fase de aceleración de la carrera, con el sistema de cálculo propuesto, nos permite identificar dos subfases dentro de la misma. No se encontraron similitudes en los resultados obtenidos ni entre los atletas ni entre las variables utilizadas. Con la precaución propia a la que nos obliga la escasa muestra utilizada, se puede concluir que la localización de las fases, de la carrera de 100 m lisos es diferente dependiendo del atleta estudiado y de la variable contemplada.

Palabras clave: Biomecánica, sprint, plantillas de presión, laser, atletismo.

Abstract

On a few occasions, 100 meter dash phases have been identified through objective variables (Mackala, 2007; Saito et al., 2008). The aim of this study was to develop a tool to identify the acceleration phase in function of the instantaneous velocity race ($m \cdot s^{-1}$), and to compare it with an initial phase of the race calculated through contact time (s) and vertical ground reaction force (N). Five elite male athlete's whole races were analysed ($25 \pm 5,76$ years old). GebioMized® instrumented pressure insoles and LDM301 Jenoptik laser system measured all the variables. The identification of race phases was realized in function of linear regressions (R^2) and of the slope of those linear regressions calculated taking the sections of the race in the variable's graphics measured in function of time or steps registered. Acceleration phase analysis, realized with the calculation system exposed, allow us to identify two subphases within the above. Similarities among the athletes nor between the analyzed variables were not identified. Taking into account the small sample in our study, it can be concluded that the situation of phases at 100 meters dash race is different depending on the studied athlete or variable.

Key words: Biomechanics, sprint, pressure insoles, laser system, track and field.

Introducción

La prueba de 100 m lisos es probablemente la más popular dentro del programa de los grandes campeonatos de atletismo. Al atleta que vence se le bautiza como “el hombre más rápido del mundo”. Quizás la expectación que despierta esta prueba, junto con las implicaciones que tiene la mejora de la velocidad en muchos otros deportes, pueda explicar la inmensa cantidad de estudios referentes a esta especialidad en la literatura científica (Bezodis, Salo & Trewartha, 2010; Harland & Steele, 1997; Henry, 1952; Jiménez-Reyes, Cuadrado-Peñañiel & González-Badillo, 2012; Jones, Bezodis & Thompson, 2009; Mero & Komi, 1990; Tellez & Doolittle, 1984).

La carrera de 100 m lisos requiere del desarrollo de diferentes modelos técnicos ejecutados tanto en la acción acíclica de la salida como en la parte puramente cíclica de carrera (Van Coppenolle, Delecluse, Goris & Diels, 1990; Van Coppenolle, Willems, Diels, Goris, Van Leemputte & Vuylsteke, 1995). Para facilitar su descripción y análisis, la carrera de 100 m ha sido dividida en fases que resultan diferentes en función del autor consultado (Ballreich, 1969; Baumann, 1985; Charalambous, Irwin, Bezodis & Kerwin, 2013; Debaere, Jonkers & Delecluse, 2013; Dick, 1997; Gaffney, 1995; Gambetta, Winckler, Rogers, Orogneim, Seagrave & Jolly, 1989; Hay, 1978; Helmick, 2003; Letzelter, 2006; Mackala, 2007; Mendoza & Schöllhorn, 1993; Saito et al., 2008; Saunders, 2004; Seagrave, 1996; Smith, 2005; Sugiyama, Murata, Watanabe, Tajayuki & Iwase, 2000). La división más utilizada de la carrera completa es la expuesta por Mendoza y Schöllhorn (1993) y Helmick (2003) que consideran las siguientes tres subfases de la fase cíclica: fase de aceleración, fase de velocidad máxima y fase de pérdida de velocidad. Esta división, según Jones et al. (2009), es la más aceptada entre los entrenadores más expertos. Pese a ello, existen en la bibliografía autores que proponen divisiones que van desde las dos fases (Ballreich, 1969; Baumann, 1985; Hay, 1978; Helmick, 2003) hasta las siete fases (Mackala, 2007).

Sin embargo, detectamos tres aspectos importantes que requieren una revisión y mejora en la división por fases de la carrera de 100 m. En primer lugar, las diferentes propuestas de división de la carrera no se han realizado en función de variables cuantificables y medibles sino en apreciaciones técnicas y, en muchos casos, subjetivas. Exceptuamos en este caso las propuestas de Saito et al. (2008), que utilizaron la velocidad máxima de desplazamiento del atleta, o la propuesta de Mackala (2007) que realizó sus cálculos en función de la velocidad, la amplitud y la frecuencia de zanca-

da de los deportistas. Otros dos aspectos a revisar son que las fases se han definido únicamente por distancias (m) y que no se encuentran análisis individualizados por atletas. En cuanto al cálculo por distancias sabemos que, en un mismo tramo de la carrera, atletas con una antropometría diferente también realizan un diferente número de apoyos. Y en el caso de la individualización por atletas, no hemos encontrado ningún estudio que proponga las fases de carrera en función del propio deportista.

Los nuevos medios y metodologías de análisis pueden conducirnos a superar estos inconvenientes possibilitando el cálculo de fases en función de variables perfectamente medibles, identificar fases en función de los apoyos del deportista y la individualización del cálculo en función del atleta. Todo ello puede contribuir a un mayor conocimiento específico de la prueba y del deportista optimizando su entrenamiento y rendimiento deportivo.

Respecto a las nuevas metodologías de medición podemos indicar que, con el objetivo de obtener datos de velocidad instantáneos y continuos, se han optimizado sistemas de radar, sistemas de posicionamiento global (GPS) o láser, dejando atrás sistemas como las células fotoeléctricas o la fotogrametría (Ferro, Floría, Villaceros & Aguado-Gómez, 2012). Aunque se han registrado diferencias de velocidad entre estos sistemas y el láser (Bezodis, Salo & Trewartha, 2012; Dickwatch, Hildebrand & Perlt, 1994; Ferro et al., 2012), puede afirmarse que, actualmente, este es un sistema completamente válido para el registro del desplazamiento del atleta en el tiempo (Ferro et al., 2012).

Como sistema de medición que está comenzando a introducirse en situaciones deportivas más complejas debemos señalar que el empleo de plantillas de presión está aumentando en la literatura científica en los últimos años. Este sistema proporciona datos de localización del centro de presiones durante el apoyo, así como fuerzas de reacción vertical, y tienen la ventaja de ser un equipamiento apenas perceptible para el sujeto, ya que van colocadas dentro del calzado empleado.

Una limitación de las plantillas de presiones es que únicamente registran la componente vertical de la fuerza, sin posibilidad de tener una medición de la fuerza antero-posterior. Sin embargo, una ventaja que proporcionan las plantillas es que, además de evitar el problema del *targeting*, por el que al emplear sistemas de registro fijos, los sujetos modifican sus pasos para hacerlos coincidir con la plataforma (Encarnación, 2012); es que son capaces de cuantificar toda la carrera de 100 metros, mientras que las plataformas de fuerzas solo pueden registrar los valores de algunas zancadas. Por ejemplo, en la fase de deceleración, no

hemos encontrado ningún estudio con datos dinámicos, mediante cálculo directo y en estudios de campo. La única alternativa existente actualmente es la del empleo de plantillas instrumentadas para este cometido. En este sentido, Slawinski et al. (2017) calcularon las variables de fuerza y potencia, en el plano horizontal para el total de la carrera, con el método validado por Samozino et al. (2015), mediante la velocidad instantánea, el peso y la altura del atleta. Sin embargo, a día de hoy aún resulta imposible cuantificar de una forma directa y objetiva las fuerzas anteroposteriores con plantillas instrumentadas.

Se sabe que conforme la fatiga va apareciendo, mayor importancia adquiere la velocidad vertical para tratar de mantener la frecuencia de zancada (Hunter, Marshall & McNair, 2005). Se ha observado en la literatura que los valores de fuerza vertical en la carrera son muy superiores respecto a los valores de fuerza horizontal (Merni et al., 1992; Mero, Komi & Gregor, 1992), y que van aumentando a lo largo de la carrera, mientras que la tendencia de las horizontales es la de ir disminuyendo (Weyand, Sternlight, Bellizzi & Wright, 2000; Mann, 2007). También se han hallado correlaciones significativas entre la fuerza vertical y la velocidad máxima de carrera (0,593, $p \leq 0,05$), aunque también se hallaron, y en mayor medida, en las horizontales y las resultantes (0,773, $p \leq 0,01$; 0,611, $p \leq 0,05$, respectivamente) (Morin et al., 2012). Es sabido que el impulso vertical debe ser el suficiente para crear un tiempo de vuelo en el que dé tiempo al reposicionamiento de los miembros inferiores (Hunter et al., 2005), por lo que también es importante crear conocimiento con base a las fuerzas verticales. Durante la fase de velocidad máxima, la fuerza horizontal debe ser la suficiente para vencer la resistencia del aire y las fuerzas horizontales de frenado, y el resto se aplica en el plano vertical para vencer a la gravedad a la hora de mantener la velocidad (Weyand et al., 2000). Por ello a pesar de que las fuerzas horizontales parezcan más importantes de cara al rendimiento (Hunter et al., 2005; Liu, Chen & Chen, 2001; Morin et al., 2012; Slawinski et al., 2017; Rabita et al., 2015) también creemos importante la cuantificación de las fuerzas verticales. Además, se han asociado en este estudio las fases de frenado e impulsión con los tiempos desde el apoyo hasta la fuerza máxima en el eje vertical, y desde este punto al despegue, respectivamente, por considerarlas más válidas que otras denominaciones dinámicas que se le aplican en la literatura, como el punto en que las fuerzas horizontales de reacción contra el suelo cambian de signo (Bezodis, Kerwin & Salo, 2008; Čoh & Kampmiller, 2002; Mero & Komi, 1986; Mero et al., 1992; Mero & Komi, 1994).

Existe cierta controversia en la literatura científica acerca de su fiabilidad y exactitud de cálculo de fuerzas en función de la marca de plantillas utilizada (Barnett, Cunningham & West, 2000; Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar & Stam, 2006; Low & Dixon, 2010; Nakazato, Scheiber & Muller, 2011; Stricker, Scheiber, Lindenhofer & Müller, 2010). Apenas existe literatura referida al empleo de plantillas de presión en carreras de velocidad, salvo los estudios realizados por Fouchet, Kuitunen, Girard y Millet (2007), Fouchet, Kuitunen, Girard, Beard y Millet (2011) o Fouchet et al. (2012). Con la utilización de estos nuevos sistemas de medición, el cálculo de las fases de carrera podría ser optimizado y abren las puertas a análisis mucho más específicos, con mayor exactitud e individualización. Teniendo en cuenta estos aspectos señalados los objetivos del presente estudio fueron:

- Proponer un método de cálculo preciso y específico de la fase y subfases de aceleración de la carrera de 100 m lisos en función de la velocidad de desplazamiento instantánea ($m \cdot s^{-1}$) del deportista.
- Comprobar y calcular la existencia de fases y subfases iniciales en la carrera de 100 m lisos, identificable de forma objetiva, con la utilización del tiempo de apoyo (T_a) (s) y la fuerza de reacción vertical máxima (Frz_{max}) (N) medidos con plantillas instrumentadas
- Comparar los resultados obtenidos comprobando la existencia de similitudes entre las fases identificadas en la carrera tanto entre los sujetos analizados como entre las variables utilizadas.

Métodos

A continuación detallamos la muestra, los materiales, protocolos, variables utilizadas y cálculos estadísticos realizados.

Participantes

Participaron en el estudio una muestra de cinco velocistas ($n = 5$) españoles de nivel nacional que entrenan habitualmente en el Centro de Alto Rendimiento (CAR) de Madrid. La edad media de los atletas fue de $25 \pm 5,7$ años con una estatura media de $1,78 \pm 0,04$ m y una masa media de $70,6 \pm 4,3$ kg. Sus marcas de la temporada 2014/15 oscilaron entre los 10,54 s y los 10,85 s, estando con ello entre las posiciones 4^a y 45^a del ranking nacional del año. Todos los atletas estaban sanos y no habían tenido ninguna lesión durante la temporada. Todos los sujetos fueron informados previamente sobre el objetivo del estudio y el tipo de pruebas a las

que fueron sometidos. Todos ellos proporcionaron su consentimiento firmado siguiendo las indicaciones de la Declaración de Helsinki.

Instrumentos

Para la toma de datos de velocidad instantánea ($m \cdot s^{-1}$) se empleó el sistema de análisis cinemático en tiempo real BioLaserSport®. Este sistema está validado para el cálculo de las velocidades medias y máximas en la carrera de velocidad (Ferro et al., 2012). Este sistema consta de un sensor láser tipo 1 (LDM301, Jenoptik, Germany) que registra posiciones de los velocistas a 2000 Hz. El sensor láser tiene un rango de medida de 0,5 a 300 m en superficies naturales, exactitud de $\pm 0,06$ m para valores de medida de 2 kHz y resolución de 0,001 m. Para la medida de las distancias de la prueba se utilizó un medidor láser Stanley TLM160i, calibrado según normas ISO, de un alcance de 0,05 m a 60 m, precisión de $\pm 0,0015$ m y unidad mínima visualizada de 0,001 m. Se requirió el uso de una camiseta corta lo más pegada al cuerpo que fuera posible, para facilitar el uso del láser. La calibración del sensor láser se comprobó en las distancias de 0, 10, 20 y 30 m mediante el medidor láser Stanley.

Para la toma de datos de T_a (s) y fuerza de reacción vertical (N) se empleó el sistema de plantillas instrumentadas GebioMized®. Las plantillas, instrumentadas con 64 sensores de presión por plantilla, son flexibles y se introducen en el calzado habitual de carrera del deportista. Los datos se transmiten por cable desde la plantilla a una petaca de 14,6 x 9,9 x 3,3 cm que se fija al corredor mediante un cinturón a la altura de la cintura. La petaca se fijó en la zona lumbar del corredor dentro de las mallas. Desde esta petaca los datos se transmiten a un ordenador portátil vía *bluetooth*. La frecuencia de muestreo es de 200 Hz y el emisor de datos puede estar colocado hasta una distancia de 125 m. Los datos se empezaron a registrar desde el primer apoyo tras el abandono de los tacos de salida. Este modelo de plantillas ya ha sido utilizado para la valoración de deportistas de voley playa por Vetter, Voigt, Natrup y Nicol (2004).

Los datos se organizaron en una hoja de cálculo Excel 2013, Microsoft®. Los cálculos estadísticos se realizaron con el programa estadístico SPSS versión 20.0.

Procedimiento

La prueba, llevada a cabo el mes previo al Campeonato de España al aire libre de 2014, consistió en carreras completas de 100 metros, saliendo desde tacos. Antes de la realización de las carreras los atletas realizaron su

calentamiento habitual previo a una competición con una duración aproximada de 50 min. En él incluyeron ejercicios de técnica de carrera, carreras progresivas en velocidad y ejercicios de movilidad articular. Antes de los test se realizaron cinco saltos verticales en el sitio con las plantillas colocadas para comprobar la sincronización de las plantillas con el ordenador que registraba los datos y el buen funcionamiento de las mismas.

Los atletas realizaron dos carreras completas de 100 m lisos, con salida desde los tacos, con un descanso completo entre ambos intentos de 10 minutos. Los atletas podían iniciar la carrera cuando quisieran, eliminando así el factor velocidad de reacción.

El láser se situó detrás de la línea de salida, a 2,94 m de distancia y con 0° de inclinación, controlándose la horizontalidad del haz en la distancia total de la prueba.

Se seleccionó el mejor intento del deportista, intento en el que se hubiera realizado la medición constante de la velocidad instantánea del deportista a lo largo de la carrera realizada. Las variables estudiadas fueron:

- Velocidad (V): Velocidad ($m \cdot s^{-1}$) instantánea de desplazamiento lineal del atleta.
- Fuerza de reacción vertical máxima (Frz_{max}): Valor máximo de fuerza de reacción vertical (N) registrada en la curva F/t de cada apoyo del deportista.
- Tiempo de apoyo (T_a): Tiempo (s) durante el cual el pie del atleta permanece en contacto con el suelo. Fue calculado a partir del primer valor de fuerza registrado por las plantillas en el que la fuerza superaba los 100 N, y finalizaba con el primer valor de fuerza que quedaba por debajo de los 100 N. En el caso de algunos atletas a los que, al parecer, la plantilla les quedaba más ajustada ya que durante la gran parte de la fase de vuelo registraban valores superiores a 100 N, se empezaba a contar a partir del punto en el que la fuerza de reacción vertical experimentaba un incremento de características similares al resto de la muestra, como proponen Whelan, Healy, Kenny y Harrison (2015).

Mediante el empleo de las variables anteriormente definidas se realizó el cálculo de fases de la carrera de 100 m lisos forma individual y objetiva para cada atleta aplicando diferentes métodos:

Cálculo de la fase y subfases de aceleración en función de la velocidad de desplazamiento instantánea del atleta ($m \cdot s^{-1}$):

Partimos para la realización de este cálculo de la identificación de dos subfases, propuestas por diferentes autores (Charalambous, Irwin, Bezodis & Kerwin, 2013; Coh & Tomazin, 2006; Debaere et al.,

2013; Fuchs & Lames, 1990; Gaffney, 1995; Haneda, Ae, Enomoto, Hoga & Fujii, 2002; Joch, 1990; Letzelter, 2006; Seagrave, 1996) en la fase de aceleración inicial del deportista. Tras la observación de las gráficas de velocidad instantánea ($m \cdot s^{-1}$) del deportista respecto a la distancia de desplazamiento (m) y tras probar diferentes métodos de cálculo el método aplicado fue (Figura 1):

- Paso 1. Identificación del Tramo de máximo incremento lineal de la velocidad ($Tr_{max\ ilv}$): para identificar el $Tr_{max\ ilv}$ se calculó la regresión lineal (R^2), por tramos de cinco metros, de los datos de la velocidad instantánea del deportista respecto al desplazamiento (Figura 1). Se identificó el tramo de cinco metros en el que el valor de la inclinación de la recta de regresión (coeficiente a de la recta de regresión del tipo $y = ax + b$) fuese el más elevado, comprobándose que el valor de R^2 en ese tramo fuera próximo a 0,9 o el más elevado de los calculados en los diferentes tramos de carrera.
- Paso 2. Identificación del tramo de máximo mantenimiento de la velocidad ($Tr_{max\ mv}$): para identificar el $Tr_{max\ mv}$ se calculó la recta de regresión lineal (R^2), por tramos de cinco metros, y se identificó el tramo en el que la inclinación de la recta de regresión presentara la inclinación más cercana a cero. En este tramo se calculó la velocidad media del $Tr_{max\ mv}$.
- Paso 3. Identificación del final de la primera subfase de aceleración: se definió el punto final de la primera subfase de aceleración en el instante en el que la recta de regresión del $Tr_{max\ ilv}$ alcanzara el valor de la velocidad media calculada en el $Tr_{max\ mv}$.
- Paso 4. Identificación del final de la segunda subfase de aceleración: se definió el punto final de la segunda subfase de aceleración en el primer instante que el atleta alcanzara en la carrera el valor de la velocidad media calculada en el $Tr_{max\ mv}$.

Cálculo de las fases iniciales de carrera en función del tiempo de apoyo (s):

Para el cálculo de las fases iniciales de carrera en función del Ta se utilizaron unos cálculos similares a los anteriormente expuestos con la variable velocidad de desplazamiento (Figura 2):

- Paso 1. Identificación del Tramo de máximo descenso lineal del Ta ($Tr_{max\ dlTa}$): para identificar el $Tr_{max\ dlTa}$ se calcula la regresión lineal (R^2), por tramos de cinco apoyos, de los datos del tiempo de apoyo(s) del deportista en la carrera (Figura 2). Se identificó el tramo de cinco apoyos en el que el valor de la inclinación de la recta de regresión

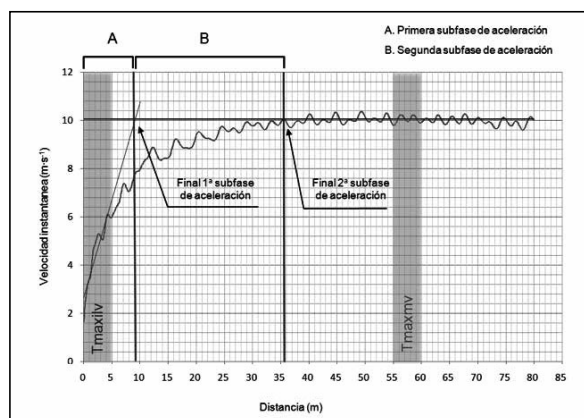


Figura 1. Cálculo de las subfases de aceleración en la carrera de 100 m.

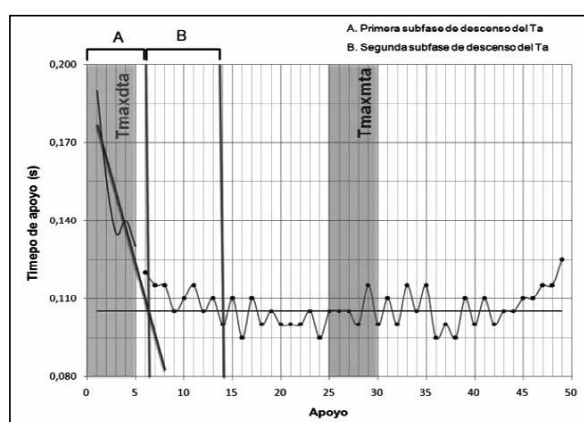


Figura 2. Cálculo de las fases iniciales de carrera en función del descenso del Ta.

(coeficiente a de la recta de regresión del tipo $y = ax + b$) fuera el más elevado, comprobándose que el valor de R^2 en ese tramo fuera próximo a 0,9 o el más elevado de los tramos analizados.

- Paso 2. Identificación del tramo de máximo mantenimiento del Ta ($Tr_{max\ mTa}$): para identificar el $Tr_{max\ mTa}$ se calculó la recta de regresión lineal (R^2), por tramos de cinco apoyos, y se identificó el tramo en el que la inclinación de la recta de regresión presentara la inclinación más cercana a cero. En este tramo se calculó el Ta medio.
- Paso 3. Identificación del final de la primera subfase inicial en función de Ta: se definió el punto final de la primera subfase de disminución del Ta en el instante en el que la recta de regresión del $Tr_{max\ dlTa}$ alcanzara el valor del Ta medio calculado en el $Tr_{max\ mTa}$.
- Paso 4. Identificación del final de la segunda subfase de descenso del Ta: se definió el punto final de la segunda subfase de aceleración en el primer instante que el atleta alcanzara en la carrera un valor de Ta por debajo del tiempo medio calculado en el $Tr_{max\ mTa}$.

Tabla 1. Resultados del cálculo del $Tr_{\max} ilv$ (m), a (inclinación de la recta de regresión $y = ax+b$ en ese tramo), R^2 (valor de regresión de la gráfica velocidad/distancia en ese tramo), A (localización del final de la 1ª subfase de aceleración), $Tr_{\max} mv$ (m). Velocidad media (V_m) en $Tr_{\max} mv$ y B (localización del final de la 2ª subfase de aceleración).

	$Tr_{\max} ilv$ (m)	A	R^2	(A) Fin 1ª subfase aceleración		$Tr_{\max} mv$ (m)	V_m $Tr_{\max} mv$ (m/s)	(B) Fin 2ª subfase aceleración	
				m	Apoyo			m	Apoyo
1	0-5	0,813	0,892	9,12	6-7	55/60	10,06	39,61	21
2	0-5	0,749	0,881	9,47	6-7	40/45	9,90	30,98	17
3	0-5	0,828	0,886	8,60	5-6	60/65	9,61	32,14	17-18
4	0-5	0,829	0,953	8,31	6	35/40	9,76	32,55	19
5	0-5	0,776	0,973	8,78	6-7	40/45	9,81	26,35	16
MEDIA±SD				8,86±0,45 m				32,33±4,76 m	

Cálculo de la fase inicial de carrera en función de la Frz_{\max} (N):

Para el cálculo de la fase inicial de carrera en función de la Frz_{\max} se utilizaron unos cálculos similares a los anteriormente expuestos con la variable V y Ta , pero los resultados obtenidos eran incoherentes. Debido a ello y observando las gráficas de evolución de esta variable en función de los apoyos del deportista, decidimos simplificar el cálculo con esta variable a la identificación de una única fase inicial de incremento de la Frz_{\max} (N). De esta forma el cálculo finalmente aplicado fue realizado de la siguiente manera (Figura 3):

- Paso 1. Identificación del tramo de máximo mantenimiento de Frz_{\max} ($Tr_{\max} mFrz_{\max}$): para identificar el $Tr_{\max} mFrz_{\max}$ se calculó la recta de regresión lineal (R^2), por tramos de cinco apoyos, y se identificó el tramo en el que la inclinación de la recta de regresión presentara la inclinación más cercana a cero. En este tramo se calculó el valor medio de Frz_{\max} .
- Paso 2. Identificación del final de la fase inicial de incremento de Frz_{\max} : se definió el punto final de la fase inicial de incremento de Frz_{\max} en el instante en el que se registró el primer valor por encima del valor medio de esta variable calculado en $Tr_{\max} mFrz_{\max}$.

Como cálculos complementarios se ha realizado un análisis de la velocidad de carrera en porcentaje respecto a la velocidad máxima (100%). Así se localizó espacialmente (m) cuando el corredor alcanza el 50%, 80%, el 90% y el 100% de su máxima velocidad instantánea de carrera.

Resultados

Los resultados obtenidos para el cálculo de la primera subfase de aceleración en función de la velocidad de desplazamiento del atleta ($m \cdot s^{-1}$) se exponen en la Tabla 1. Los diferentes resultados obtenidos para el cálculo de las fases iniciales de disminución del tiempo de apoyo (s) se exponen en la Tabla 2.

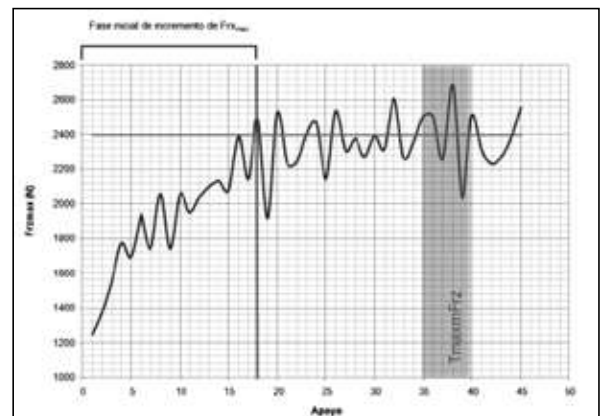


Figura 3. Cálculo para la definición de la fase inicial de incremento de la Frz_{\max} .

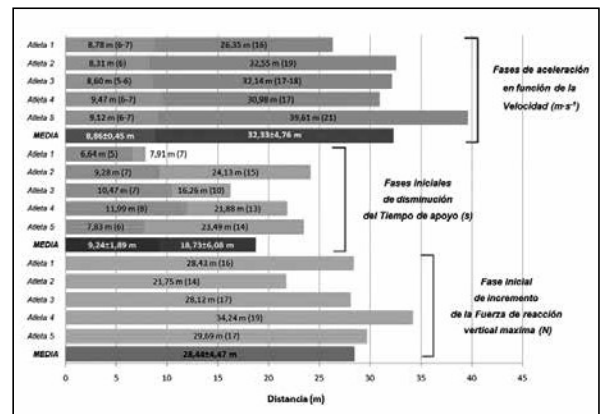


Figura 4. Localización espacial (m) de la finalización de las fases de aceleración calculadas en función de la velocidad ($m \cdot s^{-1}$), de las fases de disminución inicial del tiempo de apoyo (s) y de la fase inicial de incremento de la Frz_{\max} (N). Se exponen los resultados de los diferentes atletas ($n=5$) y las media y desviación típica de la distancia en metros. Entre paréntesis se indica el apoyo o entre que dos apoyos finaliza la fase.

Los resultados obtenidos del cálculo de la fase de incremento inicial de la Frz_{\max} se exponen en la Tabla 3.

En la Figura 4 se exponen los datos referentes a la localización, en distancia (m) y en referencia al apoyo realizado por el atleta, de las subfases de la aceleración en función de la velocidad instantánea de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$), las subfases de disminución inicial del Ta (s) y la fase de incremento inicial de la Frz_{\max} (N).

Tabla 2. Resultados del cálculo del $Tr_{max} dlTa$ (apoyos), a (inclinación de la recta de regresión $y = ax+b$ en ese tramo), R^2 (valor de regresión de la gráfica del Ta en ese tramo de carrera), A (localización del final de la 1ª subfase de descenso del Ta), $Tr_{max} mTa$ (apoyos), Ta medio (Tam) en $Tr_{max} mTa$ y B (localización del final de la 2ª subfase de descenso del Ta)

	$Tr_{max} dlTa$ (apoyos)	a	R2	(A) Fin 1ª subfase de descenso de Ta		$Tr_{max} mTa$ (apoyos)	Tam $Tr_{max} mTa$ (s)	(B) Fin 2ª subfase de descenso del Ta		
				m	Apoyo			m	Apoyo	
1	0-5	-0,014	0,775	7,83	6	25-30	0,105	23,49	14	
2	0-5	-0,010	0,733	11,99	8	30-35	0,104	21,88	13	
3	0-5	-0,016	0,949	10,47	7	35-40	0,098	16,26	10	
4	0-5	-0,013	0,947	9,28	7	30-35	0,101	24,13	15	
5	0-5	-0,029	0,777	6,64	5	20-25	0,087	7,91	7	
MEDIA±SD				9,24±1,89			18,73±6,08			

Tabla 3. Resultados del cálculo del $Tr_{max} mFrz_{max}$ (apoyos), fuerza de reacción vertical media ($Frz_{max} m$) en el $Tr_{max} mFrz_{max}$ (m) y localización del final de la fase inicial de incremento de la Frz_{max}

	$Tr_{max} mFrz_{max}$ (apoyos)	$Frz_{max} m$ $Tr_{max} mFrz_{max}$ (N)	Fin fase inicial de incremento de Frz_{max}	
			M	Apoyo
1	30-35	2039	29,69	17
2	25-30	2430	34,24	19
3	35-40	2563	28,12	17
4	35-40	2272	21,75	14
5	35-40	2396	28,43	16
MEDIA±SD			28,44±4,47	

Tabla 4. Resultados del cálculo de la localización espacial del instante en el que el corredor alcanza diferentes porcentajes (50%, 80%, 90% y 100%) en unidades de Distancia (D) (m) y en el apoyo que se produce respecto a su velocidad máxima (V_{max}) de carrera

	50% Vmax		80% Vmax		90% Vmax		100% Vmax		
	D (m)	Apoyo	D (m)	Apoyo	D (m)	Apoyo	D (m)	Apoyo	
1	2,33	1 - 2	10,59	7	23,67	14	44,58	23	
2	2,44	2	12,10	8	20,29	12	63,09	31	
3	2,19	1	11,53	7-8	23,07	13-14	49,21	26	
4	2,65	2	12,77	9	24,13	15	53,99	29	
5	2,55	2	11,78	8	26,08	16	26,76	16	
MD±SD		2,43±0,18		11,76±0,8		23,45±2,1		47,53±13,48	

La localización del instante en el que el atleta alcanza 50%, 80%, el 90% y el 100% respecto a su velocidad instantánea de carrera se expone en la Tabla 4.

Discusión

De forma consistente con lo señalado por una buena parte de la literatura científica (Charalambous et al., 2013; Coh & Tomazin, 2006; Debaere et al., 2013; Fuchs & Lames, 1990; Gaffney, 1995; Haneda et al., 2002; Joch, 1990; Letzelter, 2006; Seagrave, 1996), hemos identificado de forma precisa mediante cálculos matemáticos específicos y reproducibles dos subfases en la aceleración de los atletas, calculadas a partir del registro de la velocidad instantánea de carrera. La primera subfase de aceleración finalizó como media a los 8,86±0,45 m y la segunda subfase de aceleración se extendió hasta los 32,33±4,76 m de media.

La reducida muestra de estudio no nos permite llegar a conclusiones sólidas respecto a los resultados obtenidos, pero se observa claramente la existencia de una primera subfase de aceleración común a todos los atletas. En esta primera subfase se identifican los valores más elevados de la pendiente de la ecuación de regresión lineal (coeficiente a de la recta de regresión $y = ax+b$) lo que refleja que en este primer tramo de carrera se manifiesta la aceleración más elevada del deportista de todos los tramos de carrera analizados. A esta primera subfase, en virtud del análisis de las pendientes de las ecuaciones de regresión calculadas en los diferentes tramos de toda la carrera, podríamos denominarla: fase de aceleración máxima. Esta fase de aceleración máxima terminó, para todos los atletas, en una distancia que apenas varió en un metro entre los atletas analizados (rango: 8,31 - 9,37 m) y entre los apoyos 6 y 7. Todos los atletas localizan en el tramo de 0-5 m su $Tr_{max} ilv$.

La localización del final de la segunda subfase de aceleración, calculada por el método que proponemos en función de la velocidad instantánea de carrera, reflejó datos más dispersos y con un mayor rango en cuanto a la distancia (mínimo: 26,35 m; máximo: 39.61 m) y el apoyo (mínimo: 16; máximo: 21). La segunda fase de la aceleración finalizó, por término medio, a la distancia de $32,33 \pm 4,76$ m. La heterogeneidad de los resultados obtenidos nos conduce a una segunda reflexión centrada en la necesidad de individualizar el cálculo de las fases de carrera en función del atleta. Una primera revisión de los resultados obtenidos podría conducirnos a pensar que unos datos tan diferentes no pueden ayudarnos en el objetivo de identificar un patrón de fases de carrera generalizable. Por contra, creemos que nos debe llevar a reflexionar acerca de la influencia que las cualidades individuales del atleta tienen sobre su desempeño individual en esta prueba. Apoyando esta reflexión podemos indicar que el cálculo de la localización espacial del instante en el que el corredor alcanza diferentes porcentaje respecto a V_{\max} pone de manifiesto esta heterogeneidad de resultados en función del deportista (Tabla 4). La desviación típica, medida de dispersión de los datos registrados, aumenta considerablemente cuando se realiza el cálculo de velocidades más próximas al 100% y que se alcanzan a una mayor distancia de carrera. Los patrones de carrera, que en una primera fase pueden ser más similares, se van alejando y son más diferentes conforme aumentan la distancia, el número de apoyos y el tiempo. Tratar de calcular una estructura por fases de la carrera de 100 m para entender mejor los factores que influyen más en cada sector de carrera es un aspecto que tendrá una influencia positiva en el avance de los sistemas específicos de entrenamiento de esta disciplina. Para que esas ventajas puedan ser totales, deben ser adaptadas al desempeño individual de cada atleta, para lo que deberemos atender a la individualidad del deportista en el hecho de localizar cada una de estas fases en distintos instantes de carrera.

Coh y Tomazin (2006) localizaron el final de la primera aceleración, de las dos que proponen, en el octavo apoyo del corredor. Estos autores utilizaron para sus cálculos la duración de la fase de vuelo y de contacto del deportista. Fue en este octavo apoyo donde las duraciones de fase de vuelo y de contacto se igualaron, por lo que establecieron en este punto el final de la primera aceleración del corredor. Reproduciendo el protocolo de cálculo de Coh y Tomazin (2006) con nuestra muestra, se identificó el final de la primera aceleración entre los apoyos 7 y 9, lo cual coincide con los resultados expuestos por estos autores. En función del sistema de cálculo que proponemos, basado en el

registro de la velocidad instantánea del deportista, la fase de máxima aceleración finalizaría entre los apoyos 6-7, mientras que con el sistema de cálculo propuesto por Coh y Tomazin (2006), y reproducido con nuestra muestra, finalizaría en el apoyo 8. Se manifiesta una ligera diferencia en el instante de finalización de esta fase, lo que nos conduce a una primera reflexión, que deberá ser más profundamente analizada, sobre la importancia de la variable utilizada para la identificación del final de las fases de carrera.

Debemos indicar que nuestros resultados difieren sustancialmente de los hallados por Nagahara, Naito, Morin y Zushi (2014) que encontraron tres subfases en la aceleración, con una segunda subfase que se desarrolla desde el quinto apoyo ($6,6 \pm 0,3$ m) al decimoquinto ($25,4 \pm 1,1$ m). Ninguno de nuestros cálculos se aproxima a identificar una fase específica de carrera entre las distancias que exponen estos autores.

En relación a la segunda subfase de la aceleración, nuestros resultados no muestran relación alguna con los expuestos por Mackala (2007) y Nagahara et al. (2014) ya que, según nuestros datos, dicha subfase de la aceleración estaría incluida en lo que el primero llama fase de aceleración extendida, que iría desde los 20 m a los 40 m, y en la tercera fase de aceleración señalada por los segundos que se desarrolla desde el apoyo 16 a $27,5 \pm 1,1$ m hasta alcanzar la velocidad máxima. De nuevo se manifiesta el hecho de que, en función del sistema de cálculo y la variable utilizada, la localización e identificación de fases difiere.

Atendiendo al cálculo realizado en función de la duración del T_a del atleta (Tabla 2), se localizó en todos los casos el Tr_{\max} del T_a en los cinco primeros apoyos. El tramo en el que el T_a (s) desciende más rápidamente en carrera son los cinco primeros apoyos. El final de la primera subfase de descenso del T_a se localizó entre el apoyo 5 y el 8, a una distancia media de $9,24 \pm 1,89$ m. La heterogeneidad de resultados utilizando esta variable es mayor que en el caso de la utilización de la velocidad instantánea de carrera. La precisión del cálculo realizado por medio de este sistema con esta variable es menor que en el caso anteriormente expuesto. Nuevamente, observamos cierta coincidencia con el resultado expuesto por Coh y Tomazin (2006) sobre la localización del octavo apoyo como fin de la aceleración desde los tacos. Aunque en nuestro caso es únicamente el final del primer tramo de descenso del T_a . La localización del final de la segunda subfase de descenso del T_a se sitúa entre el apoyo 7 y 15 a una distancia media de $18,73 \pm 6,08$ m. Estos resultados no coinciden con el final de la segunda subfase de aceleración ni con otros resultados expuestos en la literatura.

Múltiples autores (Brechue, 2011; Cavagna, 1970; Cavagna et al., 1971; Enoka, 1994, en Kale, Açı, Bayrak & Açıkada, 2009; Mann, 2013; Mero & Komi, 1986; Schmolinsky, 2000; Shorten, 1987; Weyand et al., 2000) han indicado la disminución de los Ta hasta llegar a su estabilización en la fase de velocidad máxima. Gouvali y Boudolos (2006) hallaron una correlación negativa significativa de la velocidad máxima con el Ta en los 5 metros, y Lockie, Murphy, Jeffries y Callaghan (2013) observaron que mediante el Ta en los primeros 5 m de carrera y la amplitud de zancada en los primeros 10 m, se podía predecir la velocidad en el tramo de 5-10 m de la carrera ($R = 0,715$; $p = 0,002$). En nuestros resultados se aprecian, tal y como señalamos anteriormente, valores cercanos entre la amplitud de la primera subfase calculada con la velocidad instantánea de carrera ($8,86 \pm 0,45$ m) y con la variable Ta ($9,24 \pm 1,89$ m). Es algo que debería comprobarse con muestras más grandes, pero observamos aquí una existencia de una primera subfase común a todos los sujetos de la muestra, y a las variables velocidad y Ta.

Según Coh, Tomažin y Štuhec (2006), a partir del tercer o cuarto apoyo se tiende a minimizar el Ta hasta el apoyo 11 (alrededor de los 20 m). Estos resultados coinciden con los nuestros, ya que encontramos que todos los atletas de la muestra registran la primera subfase de disminución del Ta después de tercer o cuarto apoyo y la mantienen hasta los $18,73 \pm 6,08$ m de media.

El cálculo realizado a partir de los datos de Frz_{max} (Tabla 3) debió ser reconsiderado una vez aplicado el mismo protocolo que se utilizó con la velocidad instantánea de carrera y con el Ta, ya que arrojaba resultados incoherentes. La observación de las curvas de incremento de Frz_{max} en función del apoyo de carrera (Figura 3), así como considerar la posible inexactitud de cálculo de esta variable en función de la herramienta de registro utilizada (plantillas instrumentadas), nos llevó a simplificar el cálculo a realizar. Se propuso entonces, como objetivo específico con esta variable, identificar una fase inicial de incremento de Frz_{max} . Así, aplicando el nuevo protocolo de cálculo específico para esta variable, el apoyo final que identifica la fase inicial de incremento de la Frz_{max} se localizó entre los apoyos 14 y 19 a una distancia media de $28,44 \pm 4,47$ m. Esta fase no muestra ninguna relación con las calculadas en función de la V y del Ta. De nuevo, se ratifica la idea de que identificar fases en la carrera de 100 m es dependiente de la variable utilizada. Esta distancia ($28,44 \pm 4,47$ m) estaría dentro de la fase que MacKala (2007) denomina fase de aceleración extendida, sin embargo, no coincide con ninguno de los límites marcados por él ni por el resto de autores.

Si comparamos nuestros resultados, se observó que el final de la aceleración inicial del deportista, calculado en función de la velocidad instantánea, se situó a una distancia media de $32,33 \pm 4,76$ m, mientras que, en función del cálculo realizado con la Frz_{max} , este punto se localizó a una media de $28,44 \pm 4,47$ m. No parece existir relación entre estos resultados. Este hecho nos conduce a reflexionar sobre la importancia de las fuerzas verticales aplicadas a lo largo de la primera subfase de la aceleración. Las fuerzas verticales de reacción no son, en estas fases iniciales, un factor que determine directamente el incremento de la velocidad de desplazamiento. Weyand et al. (2000) señalan que las fuerzas verticales tienen gran influencia en la velocidad de desplazamiento pero en fases más avanzadas de carrera. No encontrar una relación entre los cálculos que hemos realizado en función de la Frz_{max} y la velocidad de desplazamiento parece lógico con base a la falta de relación entre ambas variables al inicio de carrera.

Las fuerzas anteroposteriores se pueden calcular conforme al método indirecto validado por Samozino et al. (2015). En el presente trabajo, teniendo en cuenta que el objetivo de utilizar estos datos es la identificación de fases en la carrera y no un análisis de las propias fuerzas que intervienen en el desplazamiento del atleta, se prefirió trabajar con las mediciones directas de fuerza de reacción vertical que proporcionan las plantillas instrumentadas.

Conseguir sistemas de registro de esta variable (Fr_x) durante el discurrir completo de una carrera de 100 m supone un reto de futuro. Queda por tanto pendiente comprobar, en estudios futuros, si existe alguna similitud entre la variación de la velocidad a lo largo de la fase de aceleración y la aplicación de fuerza anteroposterior.

Los autores consultados hasta la fecha en la literatura nos hablan de fases generales dentro de la carrera de 100 m lisos identificadas, en el mayor número de los casos, en función de factores técnicos o subjetivos. Sin embargo, es muy complicado que las fases de aceleración de dos atletas con una antropometría o unas características musculares diferentes sean exactamente iguales.

Los datos expuestos, pese a la limitación del tamaño de la muestra analizada, indican que en función de la evolución de la variable analizada (V, Frz_{max} o Ta) podremos identificar fases o subfases diferentes en la carrera de 100 m lisos. Incluso la posibilidad de analizar las fuerzas por medio de plantillas instrumentadas abre el campo a un análisis dinámico completo de la carrera, aunque de momento está limitado por la precisión de medición de fuerzas a través de este instrumento y por la imposibilidad de medición de fuerzas

anteroposteriores. Abogamos por un establecimiento prioritario de las fases de la carrera en función de la velocidad, pero teniendo en cuenta que existen otras variables a través de las cuales podemos hacer otra división distinta de la carrera, y que no coincide con la realizada a través de la velocidad.

Una de las limitaciones del estudio es la reducida muestra de atletas, a pesar de ser muy significativa por tratarse de la élite de la prueba a nivel nacional, siendo esta una de sus fortalezas. Sería interesante realizar el mismo estudio con una muestra más elevada, para comprobar si se pueden establecer similitudes entre atletas o patrones generales en cuanto a la localización de las fases de la carrera de 100 m.

La metodología elaborada en este estudio es capaz de individualizar el cálculo de las dos primeras subfases dentro de la carrera de 100 metros lisos para cada atleta y cada variable analizada. Los procesos de cálculo propuestos en el presente trabajo establecen un punto de partida para lograr el objetivo de conseguir lo mismo en la carrera completa.

Esta herramienta tiene una gran aplicación práctica, a falta de ser optimizada y preparada para un feedback instantáneo, ayudando a adaptar los métodos de entrenamiento a las necesidades de cada atleta (individualización del entrenamiento). El diseño de la amplitud de las series de entrenamiento, orientadas a la mejora de la fase de aceleración, se puede hacer de forma individualizada con este método conociendo la distancia de aceleración y el número de apoyos que utiliza cada deportista en esta fase. Se sabe que a mayor calidad del atleta, mayor es la duración de su fase de aceleración (Cissik, 2010, Letzelter, 2006, Saito et al., 2008; Slawinski et al., 2017). Esto ayudará a los entrenadores a detectar debilidades en la estrategia de los

atletas, comparando la amplitud de sus fases de aceleración con las de atletas de élite. La utilidad de la identificación de fases de carrera por medio de otras variables, al margen de la velocidad, variable fundamental de la que depende el resultado del atleta, ayudará a los autores a establecer unas fases comunes a todos los atletas, pero con una situación distinta dependiendo de las características de cada uno.

Conclusiones

Se ha observado la existencia de una primera subfase inicial de aceleración común a todos los atletas mediante un método de cálculo específico diseñado en este estudio con el que se han identificado dos subfases de aceleración inicial del deportista. Además, mediante el cálculo de los cambios de tendencia de los Tiempos de apoyo (s) en la fase inicial de la carrera, también se han encontrado otras 2 subfases. Con el mismo tipo de cálculo se ha observado la evolución de la Fuerza Máxima (N), donde se ha observado una única fase inicial. Estos datos obtenidos han sido muy diferentes en función del atleta y de la variable estudiada, hallándose tan solo una posible relación entre la primera subfase de la aceleración y la primera subfase de disminución del Tiempo de apoyo, lo que indica que la identificación de la fase y subfases de aceleración en la carrera de 100 m lisos debe ser calculada e identificada únicamente en función de la evolución de la velocidad específica del sujeto. Además, solo en la primera subfase de aceleración se han hallado valores homogéneos entre los atletas estudiados, demostrando que el resto de cálculos deben aplicarse de manera individualizada a cada deportista.

BIBLIOGRAFÍA

- Ballreich, R. (1969). *Weg- und Zeit-Merkmale von Sprintbewegungen: Ein Beitrag zur Bewegungslehre der Leibesübungen*. Bartels und Wernitz. München; Frankfurt (a.M.)
- Barnett, S., Cunningham, J. L., & West, S. (2000). A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 781-785.
- Baumann, W. (1985). Biomechanische Analyse des 100m-Sprints der Frauen. Müller, N., Augustin, D. und Hunger, B. (Red.). *Frauenleichtathletik*, 203-210.
- Bezodis, N. E., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. T. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(4), 707-715. doi:10.1249/MSS.0b013e318162d162.
- Bezodis, N. E., Salo, A., & Trewartha, G. (2010). Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: Which is the most appropriate measure? *Sports Biomechanics*, 9(4), 258-269. doi:10.1080/14763141.2010.538713.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I., & Trewartha, G. (2012). Measurement error in estimates of sprint velocity from a laser displacement measurement device. *International Journal of Sports Medicine*, 33(06), 439-444. doi:10.1055/s-0031-1301313.
- Brechue, W. F. (2011). Structure-function Relationships that Determine Sprint Performance and Running Speed in Sport. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 23(2).
- Cavagna, G. A. (1970). Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology*, 29, 279-282. doi:10.1152/jappl.1970.29.3.279.
- Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *Journal of Physiology (London)*, 217, 709-721. doi:10.1113/jphysiol.1971.sp009595.
- Charalambous, L., Irwin, G., Bezodis, N. E., & Kerwin, D. (2012). Lower limb joint kinetics and ankle joint stiffness in the sprint start push-off. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 1-9. doi:10.1080/02640414.2011.616948
- Čoh, M., & Kampmiller, T. (2002). Kinematic and dynamic parameters of the sprinting stride.
- Čoh, M., & Tomazin, K. (2006). Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks. *New Studies in Athletics*, 21(3), 23-33.
- Čoh, M., Tomažin, K., & Štuhec, S. (2006). The biomechanical model of the sprint start and block acceleration. *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport*, 4(2), 103-114.
- Debaere, S., Jonkers, I., & Delecluse, C. (2013). The contribution of step characteristics to sprint running performance in high-level male and female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(1), 116-124. doi:10.1519/JSC.0b013e31825183ef
- Delecluse, C. H., Coppenolle, H. V., Willems, E., Diels, R., Goris, M., Leemputte, M. V., & Vuylsteke, M. (1995). Analysis of 100 meter sprint performance as a multi-dimensional skill. *Journal of Human Movement Studies*, 28(2), 87.
- Dick, F.W., *Sports Training Principles*, 3rdedn., A y C Black, London, 1997.
- Dickwach, H., Hildebrand, F., & Perlt, B. (1994). A laser velocity measuring device. *New Studies in Athletics*, 9, 31-31.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Ferro, A., Floría, P., Villacieros, J., & Aguado Gómez, R. (2012). Validez y fiabilidad del sensor láser del sistema BioLaserSport® para el análisis de la velocidad de la carrera. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 7(26), 408-416
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., & Millet, G. P. (2007). Comparison of foot plantar distribution between training and spike shoes in young sprinters. *Science & Sports*, 22(3-4), 176-178.
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., Beard, A. J., & Millet, G. P. (2011). Effects of combined foot/ankle electromyostimulation and resistance training on the in-shoe plantar pressure patterns during sprint in young athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(2), 292.
- Fourchet, F., Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R., & Millet, G. P. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity. *Gait & Posture*, 35(4), 685-687. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.12.004
- Gaffney, S. (1990). Acceleration phase of the 100m sprint. *Modern Athlete and Coach*, 28, 35-38.
- Gambetta, V., Winckler, G., Rogers, J., Orogren, J., Seagrave, L., & Jolly, S. (1989). Sprint and Relays. In *The Athletics Congress's Track and Field Coaching Manual*. Leisure Press: Champaign (pp 58-60).
- Gouvali, M., & Boudolos, K. (2007). Critical parameters of a sprint start and acceleration phase. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Harland, M., & Steele, J. (1997). Biomechanics of the sprint start. *Sports Medicine*, 23(1), 11-20. doi:10.2165/00007256-199723010-00002
- Hay, J. (1978). The biomechanics of sports techniques.
- Helmick, K. (2003). Biomechanical analysis of sprint start positioning. *Track Coach*, 163, 5209-5214.
- Henry, F.M. (1952). Force-time characteristics of the sprint start. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 23(3), 301-318.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43. doi:10.1123/jab.21.1.31.
- Hurkmans, H. L. P., Bussmann, J. B. J., Benda, E., Verhaar, J. A. N., & Stam, H. J. (2006). Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait and Posture*, 23(1), 118-125. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.05.008.
- Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñafiel, V., & González-Badillo, J. (2012). Aplicación del CMJ para el control del entrenamiento en las sesiones de velocidad. (Application of the Counter Movement Jump Test to Monitor Training Load in Sprint Sessions). *CCD. Cultura_Ciencia_Deporte. 文化-科技-体育*. doi:10.12800/ccd, 6(17), 105-112.
- Jones, R., Bezodis, N.E., & Thompson, A. (2009). Coaching sprinting: Expert coaches perception of race phases and technical constructs. *International Journal of Sports Science y Coaching*, 4(3), 385-396. doi:10.1260/174795409789623964.
- Letzelter, S. (2006). The development of velocity and acceleration in sprints. *New Studies in Athletics*, 21(3), 15.
- Liu, Y., Chen, C. K., & Chen, C. Y. (2001). Optimization of ground reaction force during 100 m-sprint. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Lockie, R. G., Murphy, A. J., Jeffriess, M. D., & Callaghan, S. J. (2013). Step kinematic predictors of short sprint performance in field sport athletes. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 7(2), 71-77.
- Low, D.C., & Dixon, S.J. (2010). Footscan pressure insoles: Accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait & Posture*, 32(4), 664-666. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.08.002.
- Mackala, K. (2007). Optimisation of performance through kinematic analysis of the different phases of the 100 metres. *New Studies in Athletics*, 22(2), 7-16.
- Mann, R. (2013). *The mechanics of sprinting and hurdling*.
- Mendoza, L., & Schollhorn, W. (1993). Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. *Journal of Sports Sciences*, 11(1), 25-29. doi:10.1080/02640419308729959.
- Merni, F., Cicchella, A., Ciacci, S., Bombardi, F., Magenti, L., Olmucci, A., & Coppini, L. (1992). Kinematic and dynamic analysis of sprint start. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Mero, A., & Komi, P. V. (1986). Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 55(5), 553-561. doi:10.1007/BF00421652.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1-2), 73-80. doi:10.1007/BF00236697.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1994). EMG, Force, and Power Analysis of Sprint-Specific Strength Exercises. *Journal Of Applied Biomechanics*, 10(1), 1-13. doi:10.1123/jab.10.1.1

- Mero, A., Komi, P. V., & Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running: A review. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392. doi:10.2165/00007256-199213060-00002.
- Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921-3930. doi:10.1007/s00421-012-2379-8.
- Nagahara, R., Naito, H., Morin, J. B., & Zushi, K. (2014). Association of acceleration with spatiotemporal variables in maximal sprinting. *International Journal of Sports Medicine*, 35(09), 755-761. doi:10.1055/s-0033-1363252.
- Nakazato, K., Scheiber, P., & Müller, E. (2011). A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(4), 754-762.
- Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P. & Morin, J.B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(5): 583-594. doi:10.1111/sms.12389. doi:10.1111/sms.12389.
- Saito, Y., Nagahara, R., Ae, M., & Matsuo, A. (2008). Evaluation of speed change in 100 m sprint running. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Saunders, R. (2004). Five Components of the 100m sprint. *Modern Athlete and Coach*, 42(4), 23-24.
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., & Morin, J. B. (2015). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(6), 648-658. doi:10.1111/sms.12490. doi:10.1111/sms.12490.
- Seagrave, L. (1996). Introduction to sprinting. *New Studies in Athletics*, 11, 93-114.
- Schmolinsky, G. (1978). Short, middle and long distance running. *Track and Field*, 134-138
- Shorten, M. R (1987). Muscle elasticity and human performance. *Medicine and Sport Science*, 25, 1-18. doi:10.1159/000414393.
- Slawinski, J., Termoz, N., Rabita, G., Guilhem, G., Dorel, S., Morin, J. B., & Samozino, P. (2017). How 100 m event analyses improve our understanding of worldclass men's and women's sprint performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(1), 45-54.
- Smith, M. (2005). *High performance sprinting*. Crowood Press.
- Stricker, G., Scheiber, P., Lindenhofer, E., & Müller, E. (2010). Determination of forces in alpine skiing and snowboarding: Validation of a mobile data acquisition system. *European Journal of Sport Science*, 10(1), 31-41. doi:10.1080/17461390903108141.
- Sugiyama, K., Murata, Y., Watanabe, H., Koike, T., & Iwase, M. (2000). Factor analysis of sprint phases on the speed curve of the 100m dash. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Tellez, T., & Doolittle, D. (1984). Sprinting from start to finish. *Track Technique*, 88, 2802-2805.
- Van Coppenolle, H.; Delecluse, C.; Goris, M., & Diels, R. (1990). Evaluation of the start and sprint action. *Techniques in Athletics*, 396-401.
- Vetter, K., Voigt, H. F., Natrup, J., & Nicol, K. (2004). Ein innovatives Verfahren zur Bestimmung von Bodenreaktionskräften im Beach-Volleyball. *Journal of Sport Science*, 3(3), 107-116.
- Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999. doi:10.1152/jap.2000.89.5.1991.
- Whelan, N., Healy, R., Kenny, I., & Harrison, A. J. (2015). *A comparison of foot strike events using the force plate and peak impact acceleration measures*. Abstract. 33th international Conference of Biomechanics in Sports, Poitiers (France), June 29 – July 03.