UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE (INEF)

ANÁLISIS DE LA CARRERA DE 100 METROS LISOS MEDIANTE LA EVALUACIÓN
DEL DEPORTISTA CON SISTEMA LÁSER Y PLANTILLAS INSTRUMENTADAS

TESIS DOCTORAL

D. MANUEL NOGUERAS MIRANDA

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

2017

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID.

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE (INEF).

DEPARTAMENTO DE DEPORTES.

ANÁLISIS DE LA CARRERA DE 100 METROS LISOS MEDIANTE LA EVALUACIÓN
DEL DEPORTISTA CON SISTEMA LÁSER Y PLANTILLAS INSTRUMENTADAS

TESIS DOCTORAL

D. MANUEL NOGUERAS MIRANDA

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

2017

DEPARTAMENTO DE DEPORTES.

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID.

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE (INEF).

Título

ANÁLISIS DE LA CARRERA DE 100 METROS LISOS MEDIANTE LA EVALUACIÓN
DEL DEPORTISTA CON SISTEMA LÁSER Y PLANTILLAS INSTRUMENTADAS

Autor

D. MANUEL NOGUERAS MIRANDA

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Directores

Dr IGNACIO GRANDE RODRÍGUEZ

Dr CARLOS ALBERTO CORDENTE MARTÍNEZ

Madrid, 2017

TRIBUNAL DE LA TESIS

Tribunal nombrado por el Mgfico. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid el día...

Presidente D/Dña. _____

Vocal D/Dña. _____

Vocal D/Dña. _____

Vocal D/Dña. _____

Secretario/a D/Dña. _____

Realizado el acto de prelectura de la Tesis el día _____

en _____

CALIFICACIÓN _____

EL PRESIDENTE

LOS VOCALES

EL SECRETARIO

Prof. Ignacio Grande Rodríguez

Profesor Titular de Universidad

Departamento de Deportes

Facultad de Ciencias de la Actividad Física
y del Deporte. INEF.

Universidad Politécnica de Madrid

Prof. Carlos Alberto Cordente Martínez

Profesor Titular de Universidad

Departamento de Deportes

Facultad de Ciencias de la Actividad Física
y del Deporte. INEF.

Universidad Politécnica de Madrid

CERTIFICAN:

Que la tesis titulada “Análisis de la carrera de 100 metros lisos mediante la evaluación del deportista con sistema láser y plantillas instrumentadas”, cuyo autor es el doctorando D. Manuel Noguerras Miranda, posee el nivel metodológico y rigor científico necesario para proceder a su lectura y defensa.

Damos por tanto nuestro consentimiento y autorización para proceder a los trámites necesarios para la citada lectura y defensa.

Madrid, 29 de Junio de 2017

Fdo. Ignacio Grande Rodríguez

Fdo. Carlos Alberto Cordente Martínez

“Los sueños parecen al principio imposibles, luego improbables, y luego, cuando nos comprometemos, se vuelven inevitables.”

Mahatma Gandhi.

AGRADECIMIENTOS:

Esta larga carrera finaliza. Aunque en algunos momentos haya parecido difícil vislumbrar la meta, al fin está aquí, al fin estamos a punto de cruzarla. Una experiencia difícil, larga, en ocasiones interminable, pero sobre todo, si hubiera que ponerle un adjetivo, sería el de enriquecedora.

A la Universidad Politécnica de Madrid, en especial a la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF) por darme la oportunidad de dar otro paso más, que no el último, en mi formación académica, comenzada años atrás en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Castilla- La Mancha.

A todos aquellos profesores, seguramente más de los que creo, que en uno u otro lado han dejado algo de su esencia en mí a lo largo de todos estos años. También ahí incluyo a los que de pequeño me orientaron hacia un estilo de vida basado en el deporte, más concretamente hacia el atletismo, actividad que me apasiona como pocas.

A la gente del CAR de Madrid, por permitirnos usar sus instalaciones para llevar a cabo las tomas de datos.

Todos aquellos amigos que han contribuido a hacerme la estancia en esta gran ciudad un poquito más fácil, ayudándome en el ámbito laboral siempre que lo he necesitado. Mención especial debo hacer en este apartado a uno de mis directores de tesis, Ignacio Grande, que pensó en mí cuando llegó a sus oídos que se necesitaba un profesor de Educación Física en un colegio, en el cual sigo trabajando a día de hoy.

A la gente de GeBiomized, por dar en la clave a la hora de proporcionarnos los datos que necesitábamos, tras varias comeduras de cabeza buscando la opción adecuada. También a todo el equipo de Amelia Ferro: Javi, Pablo, Juan, Amelia, muchas gracias por dedicar parte de vuestro tiempo, de forma desinteresada, a que todo saliera bien en esta tesis doctoral.

A los miembros de mi tribunal de prelectura, los doctores Javier Gil, Javier Pérez y Alfonso López, muchas gracias por vuestros consejos, sin los cuales esta tesis tendría ahora otro aspecto completamente distinto.

Por supuesto gracias a todo aquel atleta o entrenador que ha colaborado en este estudio, y que ha contribuido a no solo participar, si no también a traer consigo el mayor número de atletas posible. No puedo evitar acordarme de José Luis, Guillermo y Marta en este aspecto.

Gracias a mi familia; los que ya no están, mis queridos abuelos, esos que renunciaban a cualquier cosa con tal de que sus nietos estuvieran contentos; mis primos, que me han alentado y aconsejado a lo largo de esta larga travesía; mi hermano Jorge, al que parece que poco a poco vamos enganchando a la práctica deportiva; y por supuesto a mis padres, esos que siempre están ahí para cualquier cosa que se necesite. Mi madre, una campeona, con el deporte en la sangre, que consiguió transmitirme su amor por el atletismo. Mi padre, que ha pasado tantas noches en vela intentando explicarme cualquier cosa que no comprendiera a lo largo de toda mi vida académica, en algunos casos incluso intentando comprenderlas él, para poder transmitírmelas después a mi. Con ambos he disfrutado toda mi vida del deporte y el atletismo. Ambos, más allá del esfuerzo personal, son los responsables de que haya llegado hasta aquí, son los que me inculcaron la responsabilidad y los valores que atesoro. A todos, muchas gracias.

Por supuesto a mis directores de Tesis, Ignacio Grande y Carlos Cordente, grandes conocedores de sus materias, y sin los cuales esto no habría tomado una forma ni tan siquiera

parecida a la que finalmente se le ha dado a este documento. No paro de asombrarme cada vez que veo que un paso al que me es imposible llegar, es superado por vosotros con creces en cuestión de minutos. Una parte gigante de este trabajo os corresponde a vosotros.

Amigos, conocidos, compañeros de uno u otro ámbito, todo aquel que en algún momento de estos seis años me ha dado un simple ánimo y un empujón para seguir adelante con este proyecto, gracias.

MUCHAS GRACIAS A TODOS.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. La carrera de 100 m lisos, máxima expresión de la carrera de velocidad en el atletismo	6
1.1.1. La carrera de 100 m lisos y su división en fases	8
1.2. Herramientas aplicadas al análisis biomecánico de la pruebas atléticas de Velocidad	12
1.2.1. La carrera de 100 m desde una perspectiva dinámica	13
• Herramientas aplicadas para el análisis dinámico de las carreras de velocidad	13
- Plataforma de fuerzas, cinta de correr y tacos de salida instrumentados.	13
- Plantillas de presión plantar o instrumentadas.	21
• Análisis de validación, fiabilidad y precisión de medición de las plantillas instrumentadas.	32
• Aplicaciones de las plantillas al análisis dinámico de las carreras de velocidad.	39
• Análisis dinámico de la carrera de 100 m	41
- Análisis dinámico de la fase de aceleración	47
- Análisis dinámico de la fase de velocidad máxima	50
- Análisis dinámico de la fase de deceleración	52
1.2.2. La carrera de 100 m desde una perspectiva cinemática	53
• Herramientas aplicadas al análisis cinemático de las carreras de velocidad.	54
- Células fotoeléctricas, fotogrametría, sistema radar, sistemas de posicionamiento global (GPS).	55
- El sistema laser de medición de la velocidad instantánea.	61
• Análisis de validación, fiabilidad y precisión de medición del sistema láser.	61
• Análisis cinemático de la carrera de 100 m.	64
- Análisis cinemático de la fase de aceleración.	65

- Análisis cinemático de la fase de velocidad máxima.	71
- Análisis cinemático de la fase de deceleración.	75
2. OBJETIVOS	79
2.1. Objetivos generales	79
2.2. Objetivos específicos	79
3. MATERIALES Y MÉTODOS	81
3.1. Proceso de búsqueda bibliográfica	81
3.2. Cronograma del estudio	84
3.3. Muestra	85
3.3.1. Muestra Fase Experimental 1	86
3.3.2. Muestra Fase Experimental 2	87
3.4. Materiales	89
3.4.1. Plantillas instrumentadas	89
- Plantillas instrumentadas GebioMized	89
- Plantillas instrumentadas F-Scan	91
3.4.2. Sistema Láser BioLaserSport	92
3.5. Protocolo de medición	94
3.6. Variables	97
3.6.1. Variables dinámicas	97
3.6.2. Variables cinemáticas	100
3.7. Análisis estadístico	103
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	105
4.1. Análisis de la carrera de 100 m con plantillas instrumentadas.	105
4.1.1. Mediciones y variables extraídas de registros con plantillas instrumentadas.	106
4.1.2. Análisis de los resultados obtenidos con plantillas instrumentadas.	114
4.1.3. Aspectos positivos, negativos y recomendaciones de uso de las plantillas instrumentadas.	125

4.2. Análisis de la carrera de 100 m con el sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento.	126
4.2.1. Mediciones y variables extraídas de registros con sistema laser.	127
4.2.2. Análisis de los resultados obtenidos con el sistema láser.	129
4.2.3. Aspectos positivos, negativos y recomendaciones de uso del sistema láser.	135
4.3. Posibilidades futuras del análisis de la prueba 100 m lisos con plantillas instrumentadas y sistema láser.	139
4.4. Aplicaciones prácticas.	143
4.4.1. Análisis de las zonas de presión plantar del corredor durante la carrera de 100 m lisos.	144
4.4.2. Determinación de la amplitud de las fases de carrera en función de variables cinemáticas y dinámicas.	147
• Método de cálculo de las fases de aceleración en función de la Velocidad de carrera.	145
• Método de cálculo de las fases iniciales de carrera en función del tiempo de apoyo.	152
• Método de cálculo de la fase inicial de carrera en función de la fuerza de reacción máxima.	154
4.4.3. Comparación de los tramos de carrera en función de variables cinemáticas y dinámicas.	158
4.5. Análisis estadístico de reproducibilidad	170
5. CONCLUSIONES	173
5.1. Conclusiones generales	173
5.2. Conclusiones Específicas	173
6. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	177
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	179
8. ANEXOS	202
ANEXO I. Consentimiento informado de participación de los atletas.	202

ANEXO II. Carta de aceptación del artículo “Identificación de fases en la carrera de 100 m lisos en función de variables cinemáticas y dinámicas” en la revista CCD. Cultura_Ciencia_Deporte de la UCAM.	204
ANEXO III. Certificado de presentación de póster en el IX Simposio Internacional de Actualizaciones en Entrenamiento de la Fuerza.	205
ANEXO IV. Póster presentado en el IX Simposio Internacional de Actualizaciones en Entrenamiento de la Fuerza.	206

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Sistema desarrollado para analizar la pisada de E.J. Marey (1873) (izquierda) y moderno sistema de análisis de la marcha mediante plantillas instrumentadas (derecha) (Imagen de la derecha recuperada de: https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product_image/public/images/application/mdl-fscan-diabetic_0.jpg?itok=etSvp5kG).	2
Figura 2.	Análisis de la carrera mediante cronofotografía (Imagen de Muybridge, 1887).	3
Figura 3.	División de la carrera de 100 m en dos fases incluyendo las subdivisiones realizadas por Helmick (2003) y Mendoza y Schöllhorn (1993).	8
Figura 4.	Fases de la carrera de 100m (adaptado de Saito et al., 2008)	9
Figura 5.	Ejemplo de plataformas piezoelectrica: Kistler® (Recuperdo de http://www.gearinstitute.com/gear-news/behind-the-scenes/item/meet-the-lab-behind-our-running-shoe-tests).	15
Figura 6.	Ejemplo de plataformas extensiométrcias: Dinascan/IBV®. (Recuperado de http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/dinascanibv-plataformas-dinamometricas)	16
Figura 7.	Cinta AMTI® con dos plataformas integradas. (AMTI, recuperado de: http://www.amti.biz/fps-guide_es.aspx)	18
Figura 8.	Gateway III 3D (h/p/cosmos) integrada en dos cintas diferentes. (Recuperado de https://www.h-p-cosmos.com/).	18
Figura 9.	Momento de la acción de la salida, en la posición de “listos”, donde se observa la sincronización de imagen, tiempo y fuerza ejercida en cada uno de los tacos en el estudio de López (2009).	20
Figura 10.	Análisis de la salida de tacos en atletas de velocidad paraolímpicos (Willwacher et al., 2016)	20
Figura 11.	Construcción de los sensores capacitivos utilizados en las plantillas instrumentadas (adaptado de Razak et al., 2012).	21
Figura 12.	Construcción de los sensores resistivos utilizados en las plantillas instrumentadas (A y B: electrodos) (Putnam y Knapp, citado en Razak et al., 2012).	22

Figura 13	Construcción de los sensores piezoeléctricos utilizados en las plantillas instrumentadas (adaptado de Razak et al., 2012).	23
Figura 14	Modelo de plantillas instrumentadas Pedar® x insoles de Novel® (GmbH, Munich, Alemania) (Novel®. Recuperado de: http://www.novel.de/novelcontent/pedar).	24
Figura 15	Modelo de plantillas instrumentadas Footscan® de RSscan Internacional en funcionamiento (RSscan, recuperado de: https://www.rsscan.com/es/footscan/)	25
Figura 16	Figura 16. Exposición del modelo de plantillas instrumentadas Runalyser de TNO. (Willems, 2008. 10 de junio de 2017. (Recuperado de: http://www.bewegingswetenschappen.org/downloads/200811-JohnWillems081118.pdf)	26
Figura 17	Modelo de plantillas instrumentadas Paro-tec® de Paromed®. (Paromed, recuperado de: http://www.bewegingswetenschappen.org/downloads/200811-JohnWillems081118.pdf)	27
Figura 18	Modelo de plantillas instrumentadas OpenGo insole de Moticon GmbH. (Moticon GMBH. Recuperado de: http://www.moticon.de/)	28
Figura 19	Modelo de plantillas instrumentadas Biofoot/IBV®. (Biofoot/IBV®. Recuperado de: http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/biofootibv-sistema-de-plantillas-instrumentadas-para-el-analisis-de-las-presiones-plantares).	29
Figura 20	Modelo de plantillas instrumentadas F-Scan® de Tekscan®. (Tekscan. Recuperado de: https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system)	31
Figura 21	Software de las plantillas Gebiomized®. (Gebiomized®. Recuperado de: http://www.trienjoy.es/post.php?idioma=ca&id=19)	32
Figura 22	Registro de fuerza de reacción vertical en esquí alpino realizado con plantillas instrumentadas y con plataforma de fuerzas portátil (Nakazato et al., 2011)	35
Figura 23	Registros de fuerza de reacción vertical con plataforma de fuerza (Kistler) y con plantillas instrumentadas Gebiomized® (Vetter et al., 2004).	36

Figura 24	Diferencias en la medición de la fuerza vertical (N) en los cinco ensayos realizado por El Kati et al. (2010).	37
Figura 25	Registro comparado de la fuerza de reacción vertical medida con plataforma de fuerza (curva superior) y plantillas instrumentadas F-Scan® de Tekscan® (RMS error = 27.57%) (curva inferior) (Morin et al., 2002)	38
Figura 26	Análisis de fuerzas de reacción vertical durante la carrera (Weyand, Sternlight, Bellizzi, y Wright, 2000).	41
Figura 27	Análisis de fuerzas de reacción vertical, anteroposterior y mediolateral (Telhan, Franz, Dicharry, Wilder, Riley y Kerrigan, 2010).	42
Figura 28	Figura 28. Definición de los impulsos mecánicos calculados con el registro de Frz (Impulso vertical: área gris (v)) y Fzx (Impulso anteroposterior de frenado: área roja (b); Impulso anteroposterior de impulsión: áreas verde (p)) (Adaptado de Zermicke y Whiting, 2000).	43
Figura 29	Imagen de Archibald Hill durante mediciones en campo (Bassett, 2002).	54
Figura 30	Aplicación de las células fotoeléctricas a la medición de la velocidad en pruebas de atletismo (Recuperado de: http://www.cidida.org/fundacion-cidida.asp?s=cidar3)	55
Figura 31	Deportista con marcadores reflejantes preparado para un análisis videogramétrico 3D y modelo mecánico construido para el análisis completo del cuerpo del deportista (Jessop, 2011).	56
Figura 32	Radar Stalker® para la medición de la velocidad instantánea de un movimiento aplicado al lanzamiento de beisbol (Recuperado de: http://www.tecnolatinos.com/la-pistola-radar-en-el-beisbol/).	57
Figura 33	Detalles de la colocación del sensor GPS en el deportista para la medición de sus velocidades y desplazamiento (Recuperado de. http://metrifit.com/blog/gps-in-sport/).	58
Figura 34	Sistema Optojump® de Microgate® (Recuperado de: http://www.microgate.it/Training/Productos/OptoJump-Next/Descripcion).	59
Figura 35	Velocidad registrada en los dos primeros apoyos de la carrera en velocistas de 100 m con videogrametría (Slawinski et al., 2010)	66

Figura 36	Evolución de la velocidad de carrera en la final olímpica de Barcelona 1992 y en la final del campeonato del mundo de Berlín 2009 (Nunn-Cearns, 2011).	76
Figura 37	Detalle de las plantillas GebioMized® e imagen del sistema de plantillas, cables y petaca colocado en uno de los atletas en la prueba piloto	90
Figura 38	Plantilla utilizadas por el Sistema de Medición de Presión Plantar F-Scan (Tekscan, Boston, MA, EEUU) modelo 3000E.	91
Figura 39	Colocación de las plantillas instrumentada de la Fase Experimental 2.	92
Figura 40	El sistema láser y el joystick empleado para su manejo.	93
Figura 41	Áreas de valoración de la planta del pie definidas en la plantilla GebioMized®. (Recuperado de: http://gebiomized.de/en/bikefitting/contact-points/contact-point-foot/).	99
Figura 42	Gráfica de fuerzas de reacción vertical del suelo (N) de todos los apoyos registrados en una carrera de 100	107
Figura 43	Gráfica de fuerzas de reacción vertical del suelo (N) de todos los apoyos registrados en una carrera de 100 m liso con el sistema Gebiomized ®	108
Figura 44	Localización e identificación de las variables dinámicas fundamentales en las gráficas de plantillas instrumentadas	109
Figura 45	Otras variables dinámicas de posible utilidad para el análisis de la carrera de 100 m basándose en registros con plantillas instrumentadas.	110
Figura 46	Variables cinemáticas temporales calculadas a partir de la curva f-t registrada con plantillas instrumentadas (F-Scan®).	112

Figura 47	Registro de fuerzas de reacción vertical (Fz), anteroposterior (Fy) y lateral (Fx) (N) obtenidas en los ensayos desde diferentes distancias de salida lo que corresponde con las siguientes localizaciones de las plataformas: (a) ensayo 10 m. Zona 1 (-1.4 – 5.2 m; = corresponde a la línea de salida), (b) ensayo 15 m. Zona 2 (4.6-11.2 m); (c) ensayo 20 m: Zona 3 (12.4-19.0 m); (d) ensayo 20 m: Zona 4 (22.4-29.0 m); (e) ensayo 30 m: Zona 5 (32.4-39.0 m) (Rabita et al. (2015)	115
Figura 48	Registros de de fuerza de reacción vertical en carreras de velocidad (A) Corredor evaluado en cinta instrumentada AMTI (Watertown, MA) a 1000 Hz (Clark y Weyand, 2014); (B) datos propios con plantillas instrumentadas F-Scan® a 200 Hz.	117
Figura 49	Valores de fuerza de Frz_{max} por apoyo durante toda la carrera de 100 m lisos. Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).	119
Figura 50	Rectas de regresión de la evolución de Frz_{max} en los primeros 20 apoyos de carrera (izquierda)	119
Figura 51	Rectas de regresión de la evolución de Frz_{max} tras los primeros 20 apoyos de carrera (derecha)	119
Figura 52	Valores de fuerza de F_{MD} y barras de desviación (SD) por apoyo durante toda la carrera de 100 m lisos. Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).	120
Figura 53	Evolución del Tap (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).	121
Figura 54	Evolución del tiempo de apoyo (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 2 (n=3), plantillas F-Scan (1000 Hz).	122
Figura 55	Evolución del T_v (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).	123

Figura 56	Evolución del T_v (s) frente al T_{ap} (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).	124
Figura 57	Evolución de la velocidad de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$) del corredor frente a la distancia (m) recorrida durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), Laser BioLaserSport®).	127
Figura 58	Evolución de la velocidad de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$) del corredor frente al tiempo (s) durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), Laser BioLaserSport®).	128
Figura 59	Tiempo (s) en el que el corredor se mantiene durante la carrera por encima de valores comprendidos entre el 90% y el 100% respecto a su V_{max} .	132
Figura 60	V_m de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$) por tramos de 10 m en la totalidad de carrera de 100 m lisos.	133
Figura 61	Velocidad media por tramos comparada entre el grupo de atletas de alto nivel hombres (n=5) y mujeres (n=3). Fase experimental 2	134
Figura 62	Tiempo parcial por tramos (T_{PT}) de la Fase experimental 1 (n=5)	135
Figura 63	Mediciones con el sistema laser LAVEG Sport (Góralczyk et al., 2003)	137
Figura 64	Ejemplo de sincronización de resultados entre los registros de velocidad instantánea del sistema laser y los registros de fuerza de reacción vertical de las plantillas instrumentadas.	140
Figura 65	Registros de la fuerza aplicada y la velocidad del atleta en una carrera incremental en cinta instrumentada (figura de Morin, 2013)	141
Figura 66	Interfaz de visualización de los datos registrados por el sistema <i>StrideSense</i> (Kuntze et al., 2009).	143
Figura 67	Evolución de la Frz_{max} media de la muestra por zonas del pie a lo largo de la carrera de 100 m.	144
Figura 68	Cálculo de las subfases de aceleración en la carrera de 100 m.	148

Figura 69	T_v y T_{ap} de los 5 atletas masculinos analizados en la fase experimental 1 (n=5) con las plantillas GebioMized®.	150
Figura 70	Cálculo de las fases iniciales de carrera en función del descenso del T_{ap} .	153
Figura 71	Cálculo para la definición de la fase inicial de incremento de la Frz_{max} .	155
Figura 72	Comparación del $T_{ap}(s)$ del atleta en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final en los cinco atletas de la fase experimental 1	159
Figura 73	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable $T_{ap}(s)$ en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2	160
Figura 74	Comparación del $T_{ap-FI}(s)$ de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final	161
Figura 75	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable $T_{ap-FI}(s)$ en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2	162
Figura 76	Comparación del $T_{ap-FII}(s)$ de los atletas de la fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final	163
Figura 77	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable $T_{ap-FII}(s)$ en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2	163
Figura 78	Comparación de la $Frz_{max}(N)$ de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final	164
Figura 79	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable $Frz_{max}(N)$ en los atletas (n=5) y las atletas (n=3) de la Fase experimental 2	165
Figura 80	Comparación de la $F_{MD}(N)$ de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final	166
Figura 81	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable $F_{MD}(N)$ en los atletas (n=5) y las atletas (n=3) de la Fase experimental 2	167

Figura 82	Comparación del Impulso (I) (N·s) de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final	168
Figura 83	Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable I (N·s) en los atletas (n=5) y las atletas (n=3) de la Fase experimental 2	169
Figura 84	Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con láser.	170
Figura 85	Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con plantillas instrumentadas GebioMized®.	171
Figura 86	Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con plantillas instrumentadas FSscan® de Tekscan®.	171

INDICE DE TABLAS

Tabla 1	Valores de reproducibilidad de las variables índice de apoyo (SI), del tiempo de apoyo (T apoyo), tiempo de vuelo (T vuelo) y el tiempo de zancada (T zancada).	26
Tabla 2	Sistemas empleados para la medición de velocidades. Haugen y Buchheit (2016)	60
Tabla 3	Tomas de datos realizadas durante la fase experimental 1 y 2.	85
Tabla 4	Datos de la muestra utilizada (n=5) en la Fase experimental 1.	86
Tabla 5	Datos de la muestra evaluada (n=13) en la Fase experimental 2.	88
Tabla 6	$V_{\max}$ de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$) del atleta en la carrera de 100 m y su localización espacial (m) y temporal (s).(FE1: Fase experimental 1 (n=5): FE2: Fase experimental 2; Laser BioLaserSport®) (V=velocidad; D=distancia; T=tiempo)	130
Tabla 7	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 $V_{\max}$ de carrera (Fase experimental 1).	131
Tabla 8	Distancia (m) que el corredor mantiene su velocidad por encima de valores en porcentaje entre el 90% y el 100% respecto a su $V_{\max}$ de carrera.	132
Tabla 9	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).	149

Tabla 10	Resultados del cálculo del $Tr_{max}dlTap$ (apoyos), a (inclinación de la recta de regresión $y = ax + b$ en ese tramo), R^2 (valor de regresión de la gráfica del T_{ap} en ese tramo de carrera), A (localización del final de la 1ª subfase de descenso del T_{ap}), $Tr_{max}mTap$ (apoyos), Tiempo de apoyo medio ($Tapm$) en $Tr_{max}mTayp$ y B (localización del final de la 2ª subfase de descenso del T_{ap}).	153
Tabla 11	Resultados del cálculo del $Tr_{max}mFrz$ (apoyos), fuerza de reacción vertical media (F_{MD}) en el $Tr_{max}mFrz$ (m) y localización del final de la fase inicial de incremento de la Frz_{max} .	156
Tabla 12	Resultados del cálculo de la localización espacial del instante en el que el corredor finaliza la fase de aceleración en función de la V ($m \cdot s^{-1}$), de incremento inicial de la $Frz_{max}(N)$ y de disminución inicial del T_{ap} (s).	156
Tabla 13	Resultados del Cv en porcentaje ($\%Cv$) intra-sujetos de las tres metodologías empleadas	170
Tabla 14	Resultados del Coeficiente de correlacion interclase (ICC) y el valor del alfa de Cronbach del sistema laser BioLaserSport®.	172

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

A_{MaxA}	Área máxima de apoyo
ANOVA	Análisis de varianza
Ap_{0-10}	Número de apoyos tramos de 10 m
BW	Bodyweight (Peso corporal)
CAR	Centro de Alto Rendimiento
CEA	Ciclo de estiramiento acortamiento
CM	Centro de masas
COP	Centro de presiones
CV	Coeficiente de variación
%CV	Coeficiente de variación en porcentaje
D_{COP}	Desplazamiento del centro de presiones
$D-V_{max}$	Distancias de localización de la velocidad máxima
EEUU	Estados Unidos
fps	Fotogramas por segundo
Fr	Frecuencia de zancada
FRS	Sensores de fuerza resistivos
F_{MD}	Fuerza Media
F_{MD-FI}	Fuerza media Fase I
F_{MD-FII}	Fuerza media Fase II
F_{MD-FI}/F_{MD-FII}	Ratio fuerza media por fases
Frz_{max}	Fuerza de reacción vertical máxima
Frz_{maxA}	Fuerza de reacción vertical máxima por área
GPS	Sistema de posicionamiento global
I	Impulso
I_{FI}	Impulso Fase I
I_{FII}	Impulso Fase II
I_{FI}/I_{FII}	Ratio impulso fase I / Fase II
IAAF	<i>International Association of Athletic Federations</i> (Asociación
ICC	Coeficiente de correlación interclases
ISO	International Standardization Organization

JJOO	Juegos Olímpicos
K-S	Kolmogorov-Smirnov
MB	Megabyte
n	Muestra
p	Índice de significación
PVDF	Fluoruro de polivinilideno
R^2	Coefficiente de determinación
RDF	Ratio de Desarrollo de la Fuerza
SD	Desviación Estándar
T_{ap}	Tiempo de apoyo
T_{ap-FI}	Tiempo de apoyo - Fase I
T_{ap-FII}	Tiempo de apoyo - Fase II
T_{ap-FI}/T_{ap-FII}	Ratio tiempo de apoyo por fase
T_{PT}	Tiempo parcial por tramo
$Tr_{maxdl}T_{ap}$	Tramo de máximo descenso lineal del tiempo de apoyo
$Tr_{maxil}v$	Tramo de máximo incremento lineal de la velocidad
$Tr_{maxmFrz}$	Tramo de máximo mantenimiento de la fuerza de reacción
$Tr_{maxm}T_{ap}$	Tramo de máximo mantenimiento del tiempo de apoyo
$Tr_{maxm}v$	Tramo de máximo mantenimiento de la velocidad
T_{RT}	Tiempo real por tramo
$T-V_{max}$	Tiempo hasta la velocidad máxima
T_v	Tiempo de vuelo
USB	Universal serial bus
V_m	Velocidad media
V_{max}	Velocidad maxima
V_{MD-COP}	Velocidad media del centro de presiones
WLAN	Wireless Local Area Network

RESUMEN

Título de la Tesis: *“Análisis de la carrera de 100 m lisos mediante la evaluación del deportista con sistema láser y plantillas instrumentadas”*

Ante el reto de la innovación, se han realizado análisis con dos sistemas de plantillas instrumentadas para medir las fuerzas verticales de reacción y un sistema láser de medición de la velocidad instantánea, con corredores que realizaban pruebas completas de 100 m lisos. Se pretendió comprobar su utilidad, destacar qué variables pueden estudiarse fruto de su uso, sus aspectos positivos y negativos y exponer unos consejos para optimizar su uso y aplicabilidad. De forma complementaria, se analizaron las fuerzas de reacción vertical en el pie dividido por zonas, se desarrolló una propuesta cuantitativa de división de las primeras fases de la carrera de 100 m y se comprobaron las diferencias entre el tramo inicial, medio y final de la carrera en base a variables cinemáticas y dinámicas.

Se realizaron dos valoraciones. La primera con un grupo de 5 velocistas hombres y utilizando plantillas GebioMized®. En la segunda valoración participaron 5 velocistas hombres y 3 mujeres y se utilizaron plantillas instrumentadas F-Scan®. En ambas mediciones se utilizó el sistema láser BioLaserSport®. En todos los casos las pruebas consistieron en la realización de carreras completas de 100 m a la máxima intensidad posible.

Las plantillas se mostraron como la única herramienta con la que se puede realizar una medición dinámica completa de la prueba de 100 m aunque solo proporcionan datos de fuerzas de reacción vertical y, por lo visto en la literatura, tienden a subestimar sus valores (El Kati, Forrester y Flemig, 2010; Hsiao, Guan y Weatherly, 2002; Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar y Stam, 2006; Low y Dixon, 2010). El sistema láser BioLaserSport® es una herramienta muy útil y fiable para el análisis cinemático de la carrera de 100 m aunque su configuración actual no permita mediciones seguras por encima de los 50-60 m.

Se han aplicado los registros obtenidos mediante las plantillas instrumentadas al análisis de la pisada comprobándose como en el inicio de la carrera el apoyo es más anterior trasladándose

con el discurrir de la carrera hacia atrás y hacia la parte media externa de los metatarsos. También se ha propuesto un método que puede ayudar a calcular de forma individual la amplitud de las subfases de aceleración con los datos de velocidad registrados con el sistema láser. Respecto a los tramos de la carrera, es el tramo inicial el que presenta, respecto a los otros dos, las diferencias dinámicas y cinemáticas estadísticamente más significativas. La mejora de la capacidad de registro de las plantillas y la sincronización futura de ambos sistemas supondrá un salto exponencial en las posibilidades de análisis de las carreras de velocidad y especialmente la prueba de los 100 m lisos.

Palabras clave: atletismo, biomecánica, cinemática, dinámica.

ABSTRACT

Title of the thesis: *“Analysis of the 100 m sprint event through the evaluation of the athlete with laser system and pressure insoles”*

Facing the challenge of innovation, analysis using two different types of instrumented insoles to measure the vertical ground reaction forces and a laser device system to measure instantaneous velocity have been realized, with athletes running 100 m sprint. It was pretended to prove its validity, to highlight the variables that can be studied as a result of its use, as well as its positive and negative aspects, and to expose some tips to optimize its applicability. At the same time, vertical ground reaction forces at the foot, divided at different zones, were analyzed, a quantitative proposal to divide the first phases of 100 m sprint was developed, and differences between initial, medium and final sections were proved attending to kinematic and dynamic variables.

Two evaluations were realized. The first one was carried out with a group of 5 male sprinters equipped with the GebioMized® instrumented insoles. In the second one 5 male and 3 female sprinters equipped with F-Scan® instrumented insoles were analyzed. In both cases, BioLaserSport® laser system was employed. In each case the trials consisted of running at maximum intensity for 100 m race.

Instrumented insoles were confirmed as the only valid tool to carry out a dynamic complete measurement of 100 m sprint, although they only provide data for the vertical ground reaction forces and, as seen in the bibliography, tends to underestimate its values (El Kati, Forrester y Flemig, 2010; Hsiao, Guan y Weatherly, 2002; Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar y Stam, 2006; Low y Dixon, 2010). BioLaserSport® laser system is a very valid and reliable tool to carry out kinematic measurements of 100 m sprint event, although its current configuration does not allow complete measurements in races longer than 50-60 m.

The data gathered through the use of instrumented insoles can be used to analyse the footfall of the athlete, checking that the beginning of the race is executed with the ball of the foot and

then with the medium metatarsus as the race goes on. A method has been proposed to help independently calculate the range of the subphases of acceleration with speed recorded by the laser device system. Regarding the sections of the race, the middle and final sections differ significantly to the initial section, dynamically and kinematically speaking. The progress of the recording ability of instrumented insoles, as well as the future synchronization of both systems will mean a huge leap in the possibilities of analysing sprint races, and in particular the 100 m sprint event.

Keyword: Track & Field, biomechanics, kinematics, dynamic.

1. INTRODUCCIÓN.

Desde los profanos hasta los acérrimos amantes del atletismo, cuando se piensa en una gran competición atlética, la imagen de los grandes campeones de la historia de la prueba de 100 metros lisos invade nuestra mente.

A pesar de existir varias pruebas más en lo que la Asociación Internacional de Federaciones Atléticas (*International Association of Athletics Federations*, IAAF) clasifica como pruebas de velocidad (IAAF, 2011), la prueba de 100 metros lisos es considerada por muchos la más espectacular dentro del “catálogo” de pruebas de un campeonato de atletismo. Quizá sea eso o el hecho de ser esta prueba la máxima representante de la velocidad, tan presente de una forma u otra en la mayor parte de los deportes, lo que haya desencadenado la multitud de estudios científicos que ponen su foco de atención en ella.

La capacidad de la ciencia de analizar un deporte está mediatizada por los materiales y métodos que tenga para cuantificar y medir. Para llegar a conocer hay que poder medir y la mejora de los medios de cuantificación nos conduce a un conocimiento más profundo de la realidad. Como dijo Lord Kelvin (1824-1907) *“Cuando puedes medir aquello de lo que hablas, y expresarlo con números, sabes algo acerca de ello; pero cuando no lo puedes medir, cuando no lo puedes expresar con números, tu conocimiento es pobre e insatisfactorio: puede ser el principio del conocimiento, pero apenas has avanzado en tus pensamientos a la etapa de ciencia”*.

Los análisis realizados sobre las pruebas de velocidad han evolucionado en paralelo con la mejora de los medios de análisis. Mucho han cambiado las cosas desde que los pioneros de la biomecánica pretendieran acercarse al análisis de la marcha y la carrera con los medios propios del siglo XIX. Las bases de los modernos sistemas de análisis de la pisada podemos encontrarlos en el ingenioso Étienne Jules Marey (1840-1904) (Figura 1). Marey trató de

alcanzar un mayor conocimiento del desplazamiento humano aplicando medios que nos resultan sorprendentemente parecidos, en cuanto a su concepción, con los modernos sistemas de análisis mediante plantillas instrumentadas (Figura 1).

Figura 1. Sistema desarrollado para analizar la pisada de E.J. Marey (1873) (izquierda) y moderno sistema de análisis de la marcha mediante plantillas instrumentadas (derecha) (Imagen de la derecha recuperada de: https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product_image/public/images/application/mdl-fscan-diabetic_0.jpg?itok=etSvp5kG).

Es preciso citar también a Edward James Muybridge (1830-1904) y sus aportaciones hacia el análisis del movimiento humano a través de la cronofotografía. Su aportación sentó las bases de los futuros análisis cinemáticos mediante videogrametría. Analizó múltiples movimientos prestando especial atención a acciones como la marcha o la carrera (Figura 2).

Figura 2. Análisis de la carrera mediante cronofotografía (Imagen de Muybridge, 1887)

El presente trabajo de investigación nació de la inquietud personal de seguir avanzando en el análisis científico de la prueba de 100 m lisos aplicando nuevas herramientas de análisis como son las plantillas instrumentadas y el sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento. Poder aplicar estas herramientas de análisis biomecánico podría aportar nuevos conocimientos a la vez que abrir puertas hacia nuevos interrogantes.

Las aplicaciones de estas dos herramientas, al atletismo en general y a la prueba específica de 100 m, son muy escasas en nuestro país. El sistema láser que utilizamos ha sido desarrollado en nuestro país, concretamente en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF), desde 2012 (Ferro, Floría, Villaceros y Aguado, 2012). En la actualidad se continua en proceso de optimización y ha sido utilizado en otras disciplinas deportivas pero no en pruebas de 100 m lisos. Igualmente las plantillas instrumentadas han sido aplicadas en contadas ocasiones para el análisis de deportistas de velocidad (Berna y Cortés, 2013; Elvira, García, Meana y García, 2008; García-Pérez y Lucas-Cuevas, 2012; Salvador, García, Iranzo, Pérez-Soriano y Llana, 2011;). Es por ello que vimos el interés que podría suponer el trazar

unas líneas de aplicación, unos consejos de protocolo y establecer posibles aplicaciones específicas de estas dos herramientas en atletas de velocidad de competición de un alto nivel nacional.

En el ámbito internacional, el sistema láser ha sido empleado en múltiples análisis y estudios sobre carreras de velocidad (Adamczewski y Perl, 1997; Aerenhouts et al., 2012; Bezodis, Salo y Trewartha, 2012; Debaere, Jonkers y Delecluse, 2013b; Delecluse, Roelants, Diels, Koninkx y Verschueren, 2005; Dickwatch, Hildebrand y Perl, 1994; Ferro et al., 2012; Gervais y Leblanc, 2011; Kratky y Müller, 2013; Slawinski, Billat, Koralsztejn y Tavernier, 2004; Tüerk-Noack y Schmalz, 1994), incluso en las valoraciones que realiza la IAAF en los Campeonatos del Mundo de atletismo (Bae et al., 2011; Bruggemann, Koszewski y Muller, 1999; Graubner y Nixdorf, 2011; Matsuo et al., 2007; Ryu et al., 2012). No ha sido así en el caso de las plantillas de presión plantar. En pocas ocasiones se han empleado para el análisis de carreras de velocidad con un objetivo de optimización del rendimiento (Fourchet, Kuitunen, Girard y Millet, 2007; Fourchet, Kuitunen, Girard, Beard y Millet, 2011; Fourchet et al., 2012; Fourchet, Girard, Kelly, Horobeanu y Millet, 2015; Girard, Racinais, Kelly, Millet y Brocherie, 2011b; Nagel, Fernholz, Kibele y Rosenbaum, 2008; Rosenbaum, Engl y Nagel, 2008; Schlee, Milani y Hein, 2006; Weist, Eils y Rosenbaum, 2004). Hasta la fecha no hemos encontrado ningún estudio que utilice las plantillas de presiones plantares, valorando corredores de competición, realizando carreras completas de 100 m lisos. Igualmente, hasta el momento, parece que la combinación de ambas tecnologías es algo que no ha sido planteado. Bajo esta premisa de avanzar en la aplicación de estas herramientas al estudio de la carrera completa de 100 m lisos, comprobando sus posibles beneficios, aportaciones, límites y estableciendo indicaciones para su correcto uso, comenzamos a definir el estudio que presentamos a continuación.

Igualmente tratamos de realizar alguna aplicación práctica específica de estas herramientas. Un aspecto que nos llamó la atención fue la poca concreción en la amplitud de las fases de carrera que se expone en la literatura científica. Frente a la aceptación generalizada, sobre todo desde el imprescindible conocimiento empírico, de la existencia de tres fases

fundamentales en la carrera de 100 metros lisos: aceleración, velocidad máxima y deceleración (Bruggeman y Glad, 1990; Čoh, Babic y Mackala, 2010; Dick, 1989; Gajer, Thepaut-Mathieu y Lehenatt, 1999; Ilbeigi, Hagman y Van Gheluwe, 2010; Letzelter, 2006; Mero, Komi y Gregor, 1992; Moravec et al., 1988; Radford, 1990; Ross, Leveritt y Riek, 2001) han sido planteados pocos métodos de cálculo de la amplitud de las diferentes fases basándose en variables cuantificables de la carrera (Čoh y Tomazin, 2006; Delecluse, 1997; Mackala, 2007; Nagahara, Naito, Morin y Zushi, 2014; Schiffer, 2009). Así, se echa en falta un método de cálculo que ayude a los entrenadores a determinar espacial y temporalmente el final de cada una de las fases de carrera.

Establecer un sistema de cálculo objetivo de la amplitud de las fases de carrera del atleta haría posible un entrenamiento más personalizado e individualizado de cada una de ellas, así como tratar de modificar la amplitud de las diferentes fases para incrementar el nivel de rendimiento del deportista.

Partimos de una revisión profunda de las aportaciones científicas realizadas sobre la prueba de 100 m lisos y analizamos las posibles mejoras que la utilización de las plantillas de presiones plantares y el sistema láser puede suponer sobre el análisis de esta prueba de velocidad. Con la presentación de este trabajo no se cierra un ciclo sino que se cumple únicamente una etapa más en el camino de la mejora y optimización de los medios de análisis y conocimiento de la prueba de 100 m lisos.

1.1. La carrera de 100 m lisos, máxima expresión de la carrera de velocidad en el atletismo.

Las reglas de competición de la IAAF 2012-2013 (IAAF, 2011) dividen las pruebas atléticas en carreras, concursos y pruebas combinadas. Dentro de las carreras, existen cinco modalidades: velocidad, medio fondo, fondo, obstáculos y relevos.

Las pruebas de velocidad que forman parte de cualquier competición atlética en pista cubierta son 60, 200 y 400 metros lisos, mientras que en el caso de las pruebas al aire libre son los 100, 200 y 400 metros lisos.

La de 100 metros es la prueba más corta de las grandes competiciones al aire libre. Tiene su origen en la carrera de 110 yardas que disputaban los británicos (100.52 m) y que más adelante se sustituyó por la de 100 yardas (91.44 m) hacia la segunda mitad del siglo XIX. Una vez que el metro se convirtió en la norma oficial, se comenzó a institucionalizar la distancia de 100 metros (Bravo, 2008).

La prueba de 100 metros lisos se disputa oficialmente por primera vez con la celebración de los primeros Juegos Olímpicos de la era moderna, en 1896 en Atenas. En esta carrera, el americano Thomas Burke logró la victoria con una marca de 12 s (Majumdar y Robergs, 2011). Las pruebas actuales de velocidad tienen su origen en las carreras profesionales que se disputaban en el siglo XIX en Inglaterra (Doherty, 2007), aunque también se asemejan mucho a las carreras que se practicaban en los Juegos de la antigua Grecia (Bravo, 2008).

El récord del mundo de la carrera de 100 metros lisos es en la actualidad, en el caso de las mujeres, de 10.49 s conseguido en 1988 por la atleta norteamericana Florence Griffith Joyner. Mientras en hombres el récord mundial es de 9.58 s, conseguido en 2009 por el atleta

jamaicano Usain Bolt. La evolución de esta marca ha tenido periodos de estancamiento como 1936-1956 y 1968-1988 para hombres, y 1935-1952 y desde 1988 hasta la actualidad para mujeres (Majumdar y Robergs, 2011).

Existe cierto debate a la hora de nombrar al primer atleta que rompió la mítica barrera de los 10 segundos (s) en las pruebas de velocidad. Algunos dicen que fue el americano John Owen, con una marca de $9 \frac{4}{5}$ s en los campeonatos de la *American Amateur Athletic Union* (AAAU) en la isla de Analostan, Washington DC, el 11 de octubre de 1890. Otros tienden a identificar a Victor Schifferstein, con $9 \frac{4}{5}$ s en 1888 (Quercetani, 2006). También se habla del irlandés Thomas Malone, con una marca de $9 \frac{3}{5}$ s en 1885, aunque se duda de la credibilidad de esta marca. Las primeras carreras oficiales sub-10 homologadas de las que existe una constancia real fueron disputadas por los americanos Jim Hines y Ronnie Ray Smith en 1968 (Megede, 1987), aunque fue Bob Hayes el primer atleta que consiguió un cronometraje inferior a 10 s en las semifinales de los JJOO de Tokio en 1964, eso sí, con $5.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ de viento a favor. Posteriormente, durante la final de los JJOO de Mexico, Jim Hines se convertiría en el primer atleta en correr en menos de 10 segundos con cronometraje eléctrico, con una marca de 9.95 (Bravo, 2008).

Debemos indicar que la exactitud de las marcas referidas están relacionadas directamente con los sistemas de cronometraje y éstos han ido cambiando y evolucionando a lo largo de la historia. La exactitud de las marcas ha evolucionado su sensibilidad desde el medio segundo hasta llegar a las centésimas que se utilizan actualmente y que comenzaron a emplearse en 1977 (Majumdar y Robergs, 2011). Se estima que fue en 1912 cuando las marcas llegaron a ser realmente fiables, ya que se comenzó a coordinar el disparo de la pistola con el sistema de cronometraje (Majumdar y Robergs, 2011).

1.1.1. La carrera de 100 m lisos y su división en fases

La carrera de velocidad de 100 metros lisos es una actividad deportiva de muy corta duración que requiere durante su realización del uso de diferentes modelos técnicos aplicados en los diferentes movimientos ejecutados durante la salida, la fase de aceleración o la fase de velocidad máxima (Delecluse et al., 1995; Van Coppenolle, Delecluse, Goris y Diels, 1990). Para facilitar su análisis, la mayoría de los autores han optado por una división de la carrera en fases. Encontramos varios tipos de divisiones basadas sobre todo en variables biomecánicas de carrera como puede ser la velocidad alcanzada por el atleta (Saito, Nagahara, Ae, y Matsuo, 2008) o la amplitud y frecuencia de las zancadas (Mackala, 2007).

La división más básica divide la carrera en dos fases fundamentales: fase de salida y fase de carrera (Ballreich, 1969; Baumann, 1985, y Hay, 1978, citados en Mendoza y Schöllhorn, 1993; Helmick, 2003). Tal y como se puede observar en la **figura 3**, Mendoza y Schöllhorn (1993) y Helmick (2003) subdividen estas fases en diferentes subfases. De esta división destaca que en esta prueba de velocidad podemos observar un movimiento acíclico (fase de salida), y una acción cíclica que llega hasta el final (la fase de carrera).

Figura 3. División de la carrera de 100 m en dos fases incluyendo las subdivisiones realizadas por Helmick (2003) y Mendoza y Schöllhorn (1993).

Otra división diferente de la carrera en dos fases, es propuesta por algunos autores, utilizando como criterio el instante en el que el atleta alcanza la máxima velocidad de carrera. La carrera de 100 metros lisos se divide en: fase de aceleración y deceleración. La fase de aceleración incluiría desde el instante de salida hasta el instante en el que el atleta alcanza su máxima velocidad de carrera, siendo el resto de la prueba considerado la fase de deceleración (Figura 4) (Saito et al. 2008).

Figura 4. Fases de la carrera de 100m (adaptado de Saito et al., 2008)

La división más compartida toma en consideración las subfases de la carrera, expuestas por Helmick (2003) y Mendoza y Schöllhorn (1993) (Figura 3), y las categoriza como fases. La carrera de 100 metros lisos se divide de esta forma en tres fases: fase de aceleración, fase de velocidad máxima y fase de deceleración. Esta división es analizada por Jones, Bezodis y Thompson (2009) entrevistando a varios entrenadores con experiencia internacional que coinciden en tomar esta propuesta como la más acertada. Dentro de los autores que dividen la carrera en **tres fases** encontramos diferentes nomenclaturas:

- **Salida, parte media de la carrera y final** (Brechue 2011, Jones et al., 2009).
- **Salida, aceleración y velocidad máxima** (Markovic, Jukic, Milanovic, y Metikos, 2007).

- **Fase de aceleración, velocidad máxima y deceleración o mantenimiento de la velocidad** (Bruggeman y Glad, 1990; Čoh et al., 2010; Dick, 1989; Gajer et al., 1999; Ilbeigi et al., 2010; Letzelter, 2006; Mero et al., 1992; Moravec et al., 1988; Radford, 1990; Ross et al., 2001).

Puesto que esta división en tres fases es la más utilizada, en nuestra investigación la seguiremos para el análisis de la carrera de 100 metros lisos.

También encontramos autores que dividen la carrera en **cuatro fases: Salida, aceleración, velocidad máxima y mantenimiento de la velocidad o deceleración** (Dick, 1997; Gambetta et al., 1989, citado en Schiffer, 2009; Saunders, 2004; Smith, 2005; Sugiyama, Murata, Watanabe, Tajayuki y Iwase, 2000; citados los tres en Misjuk y Viru, 2011; Debaere, Delecluse, Aerenhouts, Hagman y Jonkers, 2013a). Esta misma división en cuatro partes la realizan otros autores sin contar la salida, dividiendo la fase de aceleración en dos partes y manteniendo las fases de velocidad máxima, y de mantenimiento de la velocidad o deceleración (Haneda, Ae, Enomoto, Hoga y Fujii, 2002; Joch, 1990, citado en Paruzel-Dija, Walaszczyk y Iskra 2006).

Otros análisis dividen la carrera en **cinco fases** (Charalambous, Irwin, Bezodis y Kerwin, 2012; Debaere et al., 2013b; Gaffney, 1995, citado en Cissik, 2010; Letzelter, 2006): salida, primera fase de aceleración, segunda fase de aceleración, fase de manteniendo de la velocidad máxima y fase de mantenimiento de la velocidad o deceleración.

Como observamos, la fase de aceleración ha sido subdividida por diferentes autores. Čoh y Tomažin (2006) dividen la fase de aceleración en dos subfases: (1) aceleración desde los tacos hasta la octava zancada, momento en que la duración de las fases de vuelo y contacto se igualan, y (2) aceleración “*pick-up*” o transición a la velocidad máxima, donde la longitud de las zancadas se estabiliza y el tiempo de contacto es menor que el de vuelo. Fuchs y Lames

(1990) también subdividen la fase de aceleración en una (1) primera subfase donde la predominancia está en la longitud de la zancada, y una (2) segunda subfase de aceleración en la que lo más importante es la frecuencia de la misma.

Nagahara et al. (2014) añaden una tercera subfase dentro de la fase de aceleración. El criterio que emplearon fue la correlación entre el ratio de cambio de frecuencia o de amplitud de zancada paso a paso y la aceleración. La diferencia con otros estudios es el empleo del ratio de cambios en las variables, mientras que otros autores empleaban la frecuencia o amplitud media (Salo, Bezodis, Batterham y Kerwin, 2011). Observan una primera fase de aceleración desde el instante de salida hasta el tercer apoyo (3.6 ± 0.2 m), una fase intermedia de aceleración, desde el quinto apoyo (6.6 ± 0.3 m) al 15º apoyo (25.4 ± 1.1 m), y una fase final de aceleración, desde el apoyo 16º (27.5 ± 1.1 m) hasta el inicio de la fase de velocidad máxima (Nagahara et al., 2014).

Siguiendo con propuestas más complejas, de división de la carrera de 100 m, debemos indicar la propuesta de Seagrave (1996, citado en Jones et al., 2009) que divide la carrera en **seis fases**: salida, aceleración pura, transición, velocidad máxima, mantenimiento y final. Por su parte Mackala, (2007) hizo la división más compleja existente hasta el momento, llegando a definir **siete fases**:

- Fase 1: Aceleración inicial (0 a 20 m)
- Fase 2: Aceleración extendida (20 a 40 m)
- Fase 3: Primer pico de velocidad (40 a 50 m)
- Fase 4: Regulación de la velocidad I (50 a 60 m)
- Fase 5: Regulación de la velocidad II (60 a 70 m)
- Fase 6: Velocidad máxima (70 a 80 m)
- Fase 7: Deceleración (80 a 100 m)

En su estudio, el autor empleó como criterios de división la velocidad del atleta, la amplitud y frecuencia de zancada. Aplicó este criterio en los atletas finalistas de 100 metros lisos del Campeonato del Mundo de Atletismo de la IAAF en 1991 (Tokio).

Por lo que hemos visto, un aspecto importante de las divisiones realizadas sobre la carrera de 100 m es que podemos identificar las mismas fases de la carrera, en cualquier tipo de atleta, aunque la amplitud de las mismas será diferente en cada caso. Así, se sabe que los hombres aceleran durante más tiempo que las mujeres, los adultos más que los juveniles y los atletas más rápidos más que los más lentos (Čoh et al., 2010; Letzelter, 2006; Moravec et al., 1988; Saito et al., 2008; Ward-Smith y Radford, 2000).

1.2. Herramientas aplicadas al análisis biomecánico de las pruebas atléticas de velocidad.

A continuación se van a exponer las principales herramientas que han sido utilizadas desde una perspectiva biomecánica para el estudio de la carrera de 100 m lisos. Las hemos organizado en función de la propia división de la biomecánica en cinemática y cinética, que se subdivide a su vez en en estática y dinámica (Izquierdo, 2008).

Primero realizaremos una revisión de las herramientas dinámicas que permiten el registro de las fuerzas que originan el movimiento. Posteriormente se expondrán las herramientas cinemáticas que posibilitan caracterizar el movimiento en función de variables espaciales, temporales o espacio temporales.

1.2.1. La carrera de 100 m desde una perspectiva dinámica.

La dinámica se basa en el análisis de las fuerzas que provocan el movimiento de un sistema. A continuación realizaremos un repaso de las principales herramientas que utiliza la biomecánica para el análisis dinámico del movimiento deportivo en el caso específico de las carreras de velocidad.

- **Herramientas aplicadas al análisis dinámico de las carreras de velocidad.**

Como hemos indicado, es importante contar con herramientas y técnicas instrumentales que ayuden al registro de las variables relacionadas con la fuerza aplicada por el corredor contra el medio. Son cuatro las herramientas más comunes empleadas con este fin en la carrera: *plataformas de fuerzas, cintas instrumentadas, tacos instrumentados y plantillas de presión plantar.*

- **Plataforma de fuerzas, cinta de correr y tacos de salida instrumentados.**

Plataformas de fuerzas:

Son sistemas de análisis dinámico del movimiento que permiten medir las fuerzas de reacción del suelo, a la fuerza de acción que el pie ejerce sobre el plano de apoyo en sus tres componentes o ejes (Ramos Sánchez, 2000, citado en Collado Vázquez, 2005). Tienen su fundamento en el principio de acción-reacción, la tercera ley de Newton.

Existen diversos tipos de plataformas de fuerza que varían según la cantidad de sensores, el tipo de éstos, y el tipo de medida que efectúan, diferenciándose así en calidad y costo de las mismas. También debemos indicar que existen plataformas portátiles y otras que necesitan de una laboriosa instalación para mejorar la precisión de la medida. Las plataformas de fuerza más simples, como el modelo Quattro Jump® de Kistler® miden solo la componente vertical de la fuerza. Por lo general miden los componentes tridimensionales de la fuerza (F_x , F_y , F_z) aplicada a la superficie y su punto de aplicación, generalmente llamado centro de presión (COP- Center of pressure), así como también el momento de fuerza vertical (Bellini, 2009).

Toda fuerza aplicada sobre la plataforma dinamométrica o de fuerzas producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se haya aplicado y que se proyectará en los tres ejes del espacio. Deben estar equipadas con unos sensores conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro (Ramos Sánchez, 2000, citado en Collado Vázquez, 2005). Los dos tipos más comunes de plataformas en función de los sensores de los que se componen son las plataformas piezoeléctricas y las extensométricas (Soriano y Belloch, 2007).

- *Plataformas de fuerzas piezoeléctricas*: Están basadas en el principio de cambio de resistencia eléctrica. En su diseño se emplea material con propiedades piezoeléctricas, lo que tiene como consecuencia la creación de pequeñas cargas de electricidad estática dentro del material como respuesta a la presión ejercida (Sánchez Lacuesta, 1993, citado en Collado Vázquez, 2005) (Figura 5). Basan su funcionamiento en la respuesta ante la aplicación de una fuerza aplicada que tienen los cristales polarizados (generalmente cristales de cuarzo). Al ejercer fuerza sobre el cristal, éste se deforma produciendo una descarga eléctrica proporcional a la fuerza aplicada. Ejemplo de este tipo de plataformas son las Kistler ®

Figura 5. Ejemplo de plataformas piezoelectrica: Kistler® (Recuperdo de <http://www.gearinstitute.com/gear-news/behind-the-scenes/item/meet-the-lab-behind-our-running-shoe-tests>).

Las principales ventajas de las *plataformas piezoeléctricas* son:

- Alta sensibilidad y bajo coste.
- Alta rigidez mecánica que las hacen tener mejores condiciones para medir esfuerzos variables (fuerza - presión).

- *Plataformas de fuerzas extensiométricas*: Se componen de una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas (Sánchez Lacuesta, 1993, citado en Collado Vázquez, 2005) (Figura 6). Las galgas son básicamente una resistencia eléctrica. La fuerza aplicada produce una deformación de la galga que modifica la resistencia eléctrica de la misma. Se parte de la hipótesis inicial de que el sensor experimenta las mismas deformaciones que la superficie sobre la cual está pegada. Se cuantifica la fuerza midiendo las modificaciones de la resistencia eléctrica ya que ésta es proporcional a la fuerza aplicada. Un ejemplo de este tipo de plataformas son las Dinascan/IBV® .

Figura 6. Ejemplo de plataformas extensiométricas: Dinascan/IBV®. (Recuperado de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/dinascanibv-plataformas-dinamometricas>).

Las principales ventajas de las *plataformas extensiométricas* son:

- Pequeño tamaño.
- Pueden ser alimentadas con corriente continua o corriente alterna.
- Tienen una excelente respuesta en frecuencia.
- Pueden utilizarse para medidas estáticas y dinámicas.
- Compensación de temperatura relativamente fácil.
- No son influidas por los campos magnéticos.

Las plataformas de fuerzas han sido ampliamente aplicadas al estudio de la carrera humana aunque el gran problema es que únicamente podemos registrar uno o dos apoyos de la carrera. La colocación de las plataformas es otro problema ya que deberían estar niveladas con el terreno y la colocación en la propia pista de atletismo es laboriosa y costosa. Pese a ello

encontramos muchos estudios en los que se han aplicado las plataformas para medir las fuerzas de reacción an el apoyo del corredor de velocidad.

- **Cintas de correr instrumentadas**

Con el objetivo de solucionar uno de los problemas que hemos comentado de las plataformas de fuerza acerca de la incapacidad de medir varios apoyos, surgen las cintas de correr con plataformas de fuerza integradas. Estos sistemas permiten el registro de todas las pisadas, en un solo intento, y sin interrupciones, resultando en un patrón de carrera más estable durante las mediciones (Riley et al., 2008, citado en Kluitenberg, Bredeweg, Zijlstra, Zijlstra y Buist, 2012).

Con ello sigue quedando pendiente la posibilidad de realizar las mediciones en la propia instalación de entrenamiento o competición, pero se obtienen valores muy válidos. Con este sistema también se eliminan los problemas de *targeting*, ya que el sujeto no debe pensar donde realizar el apoyo.

Existen múltiples tipos de sistemas de cintas con plataforma de fuerzas integradas, dependiendo de la plataforma de fuerzas de las comentadas anteriormente que lleven integrada, así como del tipo de cinta que se utilice. Por ejemplo, en la figura 7 podemos ver una cinta de AMTI con dos plataformas de fuerzas integradas y en la figura 8 podemos ver la Gaitway® III 3D de h/p/cosmos®, que da la posibilidad de integrar el sistema en tres cintas distintas, dependiendo de la velocidad de carrera máxima que queramos. No obstante, en este caso la máxima existente llegaría hasta los 40 km·h⁻¹ (11.11 m·s⁻¹), velocidad insuficiente para adaptarse a las necesidades de velocidad máxima de la élite mundial.

Figura 7. Cinta AMTI® con dos plataformas integradas. (AMTI, recuperado de: http://www.amti.biz/fps-guide_es.aspx)

Figura 8. Gateway III 3D (h/p/cosmos) integrada en dos cintas diferentes. (Recuperado de <https://www.h-p-cosmos.com/>)

Las cintas instrumentadas permiten el registro de numerosos apoyos continuados del atleta aunque persiste el problema de no poder realizar las mediciones en el propio terreno de entrenamiento. Son un gran avance en el campo del análisis dinámico de la carrera y los nuevos modelos posibilitan cambios de velocidad y pendiente que posibilitarán muchas mas aplicaciones al campo de la investigación.

- **Tacos instrumentados.**

A pesar de no ser un sistema estandarizado, se ha observado en la bibliografía su importancia en el análisis de la acción de salida de las carreras de velocidad. Se han empleado para este cometido diversos métodos. Así, podemos ver estudios en los que ambos tacos se colocan sobre una plataforma de fuerzas (Aggeloussis, Methenitis, Gourgoulis, Pilianidis y Giannakou, 2007; Blader y Payne, 1967; Bracic, Supej, Peharec, Bacic y Čoh, 2010; Čoh, Jost, Skof, Tomazin y Dolenec, 1998; Čoh, Tomažin y Rausavljevic, 2007b; Čoh, Peharec, Bačić y Kampmiller, 2009; Fortier, Basset, Mbourou, Favérial y Teasdale, 2005; Gutiérrez-Dávila, Campos Granell, Bilbao Guerrero y Oña Sicilia, 2003; Mero y Komi, 1990; Mero, Luhtanen y Komi., 1983; Payne y Blader, 1971; Van Coppenolle et al., 1990), estudios en los que cada taco se coloca sobre una plataforma distinta (Delecluse, Van Coppenolle, Goris, Diels y Didden, 1990), estudios en los que tanto manos como pies estaban sobre plataformas de fuerzas (Cappozzo, De Vito, Gazzani y Massacesi, 1989; Gutiérrez-Dávila, Dapena y Campos, 2006; Mero, Kuitunen, Harland, Kyröläinen y Komi, 2006; Young, McLean y Ardagna, 1995) y estudios con tacos de salida instrumentados para medir fuerzas (Fortier et al., 2005; Čoh et al., 1998; López, 2009; Kistler, 1934; Guissard, Duchateau y Hainaut, 1992; Gander et al., 1994). En la figura 9 podemos ver el último de los casos para el estudio de López (2009).

Figura 9. Momento de la acción de la salida, en la posición de “listos”, donde se observa la sincronización de imagen, tiempo y fuerza ejercida en cada uno de los tacos en el estudio de López (2009).

Incluso Willwacher et al. (2016) realizan un análisis dinámico, con tacos instrumentados, de la salida de atletas paralímpicos con amputación de una extremidad (Figura 10).

Figura 10. Análisis de la salida de tacos en atletas de velocidad paralímpicos (Willwacher et al., 2016)

- **Plantillas de presión plantar o instrumentadas.**

El empleo de plantillas de presión plantar en la literatura científica se está viendo aumentado en los últimos años. Proporcionan datos sobre la localización y desplazamiento del centro de presiones (COP), superficie de apoyo, valores de presiones y de fuerzas de reacción vertical. Una gran ventaja de este sistema es que es un equipamiento apenas perceptible para el sujeto, ya que van dentro del calzado empleado, como cualquier plantilla.

Existe controversia acerca de su fiabilidad para la medición de fuerzas verticales de reacción aunque hay múltiples estudios en este sentido. Como consecuencia del aumento en su uso, hemos observado en la literatura que existen muchos tipos de plantillas de presión. Cada modelo emplea una tecnología de sensores distinta. El fundamento general de todos estos sensores es que se mide una señal de salida eléctrica que es proporcional a la presión ejercida sobre el sensor (Razak, Zayegh, Begg y Wahab, 2012). Los más comunes son:

- *Sensores capacitivos:* Consisten en dos placas conductivas cargadas eléctricamente y separadas por una capa elástica dieléctrica (Figura 11).

Figura 11. Construcción de los sensores capacitivos utilizados en las plantillas instrumentadas (adaptado de Razak et al., 2012).

Cuando se ejerce una presión se acorta la distancia entre las dos placas, originando un cambio de voltaje proporcional a la presión aplicada (Gefen, 2007, citado en Razak et al., 2012). Podemos ver estos sensores, por ejemplo, en las Pedar® (Novel®, Alemania). Son recomendados para la obtención de registros con una alta precisión.

- *Sensores resistivos*: Los sensores de fuerza resistivos (FRS) son un buen ejemplo de sensores resistivos (figura 12). Cuando la presión es aplicada el sensor mide la resistencia de la espuma conductora situada entre dos electrodos. La corriente que circula a través de los sensores resistivos se incrementa a medida que la capa conductora cambia bajo presión. Este tipo de sensor está construido con un polímero que cambia su resistencia ante una fuerza que lo deforme. La aplicación de fuerza provoca que las partículas conductoras de la espuma se toquen incrementándose la corriente de paso por el sensor (Gefen, 2007, citado en Razak et al., 2012). Podemos ver estos sensores, por ejemplo, en las F-Scan® (Tekscan, EEUU).

Figura 12. Construcción de los sensores resistivos utilizados en las plantillas instrumentadas (A y B: electrodos) (Putnam y Knapp, citado en Razak et al., 2012).

- *Sensores piezoeléctricos*: El sensor produce un campo eléctrico en respuesta a la presión ejercida (figura 13). Los dispositivos piezoeléctricos tienen una alta impedancia y por lo tanto son susceptibles a una interferencia eléctrica excesiva que lleva a un inaceptable ratio de señal-ruido (Gefen, 2007, citado en Razak et al., 2012). El material mas utilizado en este tipo de sensores es el fluoruro de polivinilideno

(PVDF) debido a su flexibilidad, mínimo grosor y deformabilidad (Razak et al., 2012)..

Figura 13. Construcción de los sensores piezoeléctricos utilizados en las plantillas instrumentadas (adaptado de Razak et al., 2012).

- *Sensores piezoresistivos:* Están fabricados en un material semiconductor. En un material piezoresistivo la resistividad global del material se ve influenciada por la fuerza de la presión aplicada. Cuando el sensor está descargado, la resistividad es alta, y cuando la fuerza es aplicada la resistencia disminuye (Gefen, 2007, citado en Razak et al., 2012). Cuando hay presión sobre un elemento piezoeléctrico contenido en el sensor (*cristal de cuarzo*), este produce cargas eléctricas desde su superficie. Estas cargas generan un voltaje proporcional a la presión aplicada. No suelen ser apropiados para una aplicación biomecánica debido a sus limitaciones, como la histeresis, el intervalo de presión y las dimensiones físicas del sensor (Windle, Gregory y Dixon, 1999, citado en Razak et al., 2010). Podemos encontrarlo en las plantillas ParoTec® (Paromed, Alemania).

Se repasan a continuación los modelos de plantillas instrumentadas o de presión plantar más utilizados en el ámbito científico:

- **Pedar® x insoles de Novel® (GmbH, Munich, Alemania):** Estas plantillas tienen tres posibilidades para la transmisión de datos al ordenador: USB, Bluetooth o fibra óptica. Emplea la tecnología de sensores de capacitivos integrados (Crea, Donati, De Rossi, Oddo y Vitiello, 2014) (figura 14).

Figura 14. Modelo de plantillas instrumentadas Pedar® x insoles de Novel® (GmbH, Munich, Alemania) (Novel®. Recuperado de: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>).

Es un sistema elástico, por lo que se pueden colocar en otros lugares de la zapatilla como el dorso del pie o los laterales. Tiene 256 sensores repartidos por la plantilla aunque puede aumentarse el número de sensores por plantilla.

- **Footscan® de RSscan Internacional (Bélgica):** A partir de 1994 se desarrolló en Bélgica el sistema Footscan® de RSscan International (Martín Casas, 2012). El sistema Footscan® es un sistema baropodométrico que permite analizar cómo se reparten las presiones plantares, tanto en posición estática como cuando se camina sobre la plataforma, captando la evolución en el apoyo de cada pie (Comín, Villarroya, Pérez, Nerín y Marco, 1999) (figura 15). En dinámica, el Footscan® divide por defecto el pie en las zonas del retropié, lateral y medial, del mediopié, de cada uno de los metatarsianos, del primer dedo y del segundo al quinto dedos; pero permite su ajuste en los individuos que así lo requieran (Martín Casas, 2012).

Figura 15. Modelo de plantillas instrumentadas Footscan® de RSscan Internacional en funcionamiento (RSscan, recuperado de: <https://www.rsscan.com/es/footscan/>)

Proporciona de forma automática el porcentaje de contacto y de impulso del retropié, mediopie y antepié con respecto a los valores totales del pie. Calcula la presión media máxima y la presión pico que ejercen cada una de las zonas del pie durante el paso (Martín Casas, 2012). Su frecuencia de muestreo es de 500 Hz.

Low y Dixon (2010) hallaron un ICC de 0.75 como mínimo. El CV osciló entre el 3.05 y el 28.29% dependiendo de la zona. Las diferencias de plantillas y plataforma de fuerzas estuvieron entre el 39.94 y el 57.3%. Lo achacan al hecho de que los vectores medidos con plantillas son distintos a la fuerza vertical registrada con la plataforma de fuerzas.

- **Runalyser de TNO:** La plantilla tiene 3 mm de grosor y tiene 8 sensores capacitados en (Figura 16): dos sensores en el talón, dos en el mediopie, tres en la zona metatarso (primero, segundo y cuarto metatarsiano) y otro sensor en la zona del dedo gordo. La frecuencia de muestreo es de 247 Hz (Mann et al., 2014).

Figura 16. Exposición del modelo de plantillas instrumentadas Runalyser de TNO. (Willems, 2008. 10 de junio de 2017. (Recuperado de: <http://www.bewegingswetenschappen.org/downloads/200811-JohnWillems081118.pdf>)

Los valores de reproducibilidad, calculada a través del coeficiente de determinación (R^2) y el coeficiente de correlación intraclase (ICC), de diferentes variables fueron analizadas por Mann et al. (2014) logrando buenos resultados (Tabla 1).

Tabla 1. Valores de reproducibilidad de las variables índice de apoyo (SI), del tiempo de apoyo (T apoyo), tiempo de vuelo (T vuelo) y el tiempo de zancada (T zancada).

	SI(%)	T apoyo(ms)	T vuelo (ms)	T zancada (ms)
R^2	0.94	0.95	0.89	0.96
ICC	0.97	0.97	0.95	0.97

- **Paro-tec® de Paromed® (Neubeuern, Alemania):** Este tipo de plantillas utilizan sensores piezoresistivos (Crea et al., 2014). Su frecuencia de muestreo es de 300 Hz. Está integrado por entre 24 y 36 sensores dentro de una plantilla de 3 mm de grosor (Figura 17).

Figura 17. Modelo de plantillas instrumentadas Paro-tec® de Paromed®. (Paromed, recuperado de: <http://www.bewegingswetenschappen.org/downloads/200811-JohnWillems081118.pdf>)

Las plantillas tienen unas tarjetas de memoria que recogen la información que posteriormente puede ser descargada al ordenador. La activación del registro se realiza de forma remota (*wireless*) a través de una aplicación que puede ser utilizada desde el propio smartphone. Respecto a su fiabilidad, Karamanidis, Arampatzis y Bruggemann (2004) exponen que los resultados del ICC calculado en su estudio fueron mayores de 0.80 en todas las velocidades de carrera y frecuencias de zancada.

- **OpenGo insole de Moticon GmbH (Munich):** La plantilla tiene insertados 13 sensores que miden la presión y aceleración en tres ejes. Proporciona datos de COP. Estas plantillas tienen tres posibilidades de funcionamiento: transmisión de los datos por streaming de forma remota al ordenador (*wireless*), activar el registro de forma remota y los registros se almacenan en la memoria interna del sensor (16 MB memoria flash), controlar el registro de datos de forma externa con una aplicación registrando los datos de forma remota o indicando los instantes en los que se almacenan los registros en la memoria interna del sistema (figura 18).

Figura 18. Modelo de plantillas instrumentadas OpenGo insole de Moticon GmbH. (Moticon GMBH. Recuperado de: <http://www.moticon.de/>)

La frecuencia de muestreo puede ser seleccionada desde 5 Hz hasta los 100 Hz lo que determina directamente el tiempo máximo de adquisición. Con 5 Hz se pueden tomar 48 h de registros mientras que con 100 Hz el tiempo máximo de registro son 5 h 48 min. Las variables de presión son expresadas en $\text{N} \cdot \text{cm}^2$, las fuerzas en N, las aceleraciones en g y el desplazamiento del COP en mm.

- **Biofoot/IBV® (Instituto de Biomecánica de Valencia, España).** Biofoot/IBV es un sistema de plantillas instrumentadas, con transmisión de datos por telemetría, diseñado para el registro dinámico y análisis de la distribución de presiones entre la planta del pie (figura 19). El sistema, que es portátil, proporciona información objetiva y cuantitativa acerca del comportamiento de las presiones en la planta del pie en condiciones cotidianas, es decir, calzado y en movimiento, y tiene utilidad en el estudio de múltiples factores que puedan afectar al apoyo del pie (Soler, 2001).

Figura 19. Modelo de plantillas instrumentadas Biofoot/IBV®. (Biofoot/IBV®. Recuperado de: <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/biofootibv-sistema-de-plantillas-instrumentadas-para-el-analisis-de-las-presiones-plantares>).

Biofoot/IBV® proporciona un análisis detallado y exhaustivo de las presiones registradas durante la sesión de medida, permitiendo el avance automático (animación) o manual, a lo largo de la medida, y presentando la información en varios formatos. Especificaciones técnicas:

- Espesor total de 0.7 mm, flexibles y adaptables a las inserciones u ortesis utilizadas en los calzados.
- Construidas en poliéster, con un máximo de 64 sensores piezoeléctricos con distribución selectiva.
- Vida media de la plantilla: garantizada hasta 5.000 pasos. Utilizables incluso si algún sensor falla.
- Repetibilidad en las medidas: 2%.
- Linealidad de los sensores: 2%.

Biofoot/IBV® incorpora un sistema de telemetría digital de elevado ancho de banda (1Mb/s) que utiliza las más novedosas tecnologías en adquisición y transmisión de datos vía radio para WLAN (Wireless Local Area Network). Con este sistema es posible realizar

mediciones sin cable en campo abierto o en el interior de edificios a un máximo de 200 metros de distancia y con una autonomía de más de 1 hora (Soler, 2011).

- **F-Scan® de Tekscan® (South Boston, MA, EEUU):** Presenta diferentes modelos en función de su aplicación (Standard, Long-Handle, Sport y XL). Existe un modelo específico para su aplicación al ámbito deportivo caracterizado por tener un mayor grosor de la plantilla (0.406 mm). Este aspecto es importante debido a que los impactos de carrera pueden romper modelos más finos de plantillas. Está integrado por unos 960 sensores resistivos (Crea et al., 2014) de unos 15 mm de ancho, que disminuyen conforme disminuye la talla del pie. La densidad de sensores por superficie es de 3.9 sensores por cm². Proporciona datos referentes al COP (figura 20).

Tiene tres posibilidades de transmisión y registro de datos. La transmisión básica con cable (15 m) y otras dos posibilidades de registro a distancia (wireless y datalogger). En el registro wireless los datos se registran en el ordenador transmitidos por wifi, mientras que en la opción datalogger se emite una señal para comenzar y finalizar el registro y los datos se almacenan en una memoria interna que posteriormente se descargara a través del puerto USB (Universal serial bus) al ordenador. El registro por wireless tiene un alcance máximo de 100 m mientras que con la opción de datalogger el alcance es ilimitado. La frecuencia de muestreo depende del sistema de registro utilizado. El registro a distancia mediante la posibilidad de transmisión wireless permite una frecuencia de muestreo de 100 Hz mientras que la opción datalogger permite alcanzar una frecuencia de 750 Hz. Cuando se registra por medio de los sistemas wireless o datalogger el tiempo de registro máximo es de 2 h.

Figura 20. Modelo de plantillas instrumentadas F-Scan® de Tekscan®. (Tekscan. Recuperado de: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>)

- **Gebiomized®:** Estas plantillas surgen con el objetivo de crear pedales a medida de los ciclistas para evitar lesiones, ya que se trata de una empresa especializada en ciclismo. Analizan la distribución de las presiones y la identificación de los puntos de presión máxima en la planta del pie durante la práctica del ciclismo (figura 21). Las plantillas constan de 64 sensores, que dan la posibilidad de dividir la pisada en 6 zonas, talón, arco plantar, metatarso en sus zonas interna, media y externa, y la puntera. Emplean un sistema parecido para analizar las presiones sobre el sillín de ciclismo. A pesar de ser específicas de ciclismo, son aptas para cualquier otro deporte, como se observa en Vetter, Voigt, Natrup y Nicol (2004), donde analizaron a jugadores de vóley playa.

Figura 21. Software de las plantillas Gebiomized®. (Gebiomized®. Recuperado de: <http://www.trienjoy.es/post.php?idioma=ca&id=19>)

En este estudio se ha optado por el empleo de los dos últimos modelos, como explicaremos en el apartado de material y métodos.

- **Análisis de validación, fiabilidad y precisión de medición de las plantillas instrumentadas.**

Se ha observado en la literatura que las plantillas instrumentadas, por norma general, arrojan resultados que varían bastante con respecto a los registrados por las plataformas de fuerza, que sería la medida más válida. A pesar de que todos estos sistemas han mostrado su aplicabilidad, Crea et al. (2014) indican algunas de sus limitaciones:

- La superficie flexible de contacto puede distorsionar de manera impredecible los resultados
- El registro de salida puede desviarse cuando la carga es aplicada durante un periodo largo de tiempo, principalmente debido al calor dentro de la zapatilla
- La calibración específica para cada sujeto es necesaria y podría alterar la fiabilidad de las medidas (Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar y Stam, 2006).

Según Koch, Lunde, Ernst, Knardahl y Veiersted (2016) las plantillas instrumentadas son aptas para mediciones sin mucha precisión, existiendo para ese cometido actualmente tan solo las plataformas de fuerzas. El error cuadrado medio entre las mediciones realizadas con las plantillas y las mediciones con la plataforma de fuerzas estuvo en un rango entre el 6.6% y el 17.7% en acciones de mantenerse de pie, andar, levantarse y recoger objetos. No obstante Koch et al. (2016) afirman que podría ser un método aceptable para medir fuerzas verticales (Frz) en estudios de campo.

Low y Dixon (2010) indican en su estudio, comparando las mediciones con plantillas Footscan® de RSscan (500 Hz) frente a las realizadas con una plataforma de fuerzas (AMTI, 500 Hz), que la fiabilidad en los valores de fuerza y presión fue excelente ($ICC > 0.75$). En su estudio se analizaron 8 sujetos realizando carreras a $3.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y con una pendiente del 5%. Los datos comparados entre las dos herramientas mostraron que los valores de fuerza de impacto y fuerza de impulsión, registrados con las plantillas instrumentadas, fueron significativamente menores ($p < 0.05$). Estos autores también indican que la precisión de la medida de las fuerzas de impacto e impulsión tomadas con las plantillas Footscan® de RSscan fue baja. Concluyen indicando que el registro de datos sin una adecuada calibración debe ser usado con precaución, particularmente si el propósito de la utilización de estos datos es la comparación de la fuerza absoluta y la presión con valores de referencia.

Hurkmans et al. (2006) analizaron como el porcentaje de error, en la medición de la fuerza realizada con plantillas Pedar® de Novel®, se incrementaba ante situaciones de aplicación constante de fuerza mantenida en el tiempo. Se realizaron mediciones estandarizadas de aplicación mantenida durante 7 horas de fuerza ($5 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$). Se realizaron mediciones desde el

instante inicial hasta la séptima hora en cada intervalo de hora. En la medición realizada en el instante inicial (0 horas) el error porcentual de la medida se situó entre el -2.2% y 0.3%. En la medición en la hora 7 este porcentaje se incrementó hasta valores situados entre el 31.8% y el 43.2%.

Barnett, Cunningham y West (2000) hicieron un estudio en laboratorio, en el que comparaban las fuerzas de reacción, medidas con plantillas instrumentadas Pedar® de Novel® y plataforma de fuerzas (Kistler), en marcha sin calzado y ante la utilización de cuatro tipos de calzado diferentes. En la situación de carrera descalzo los datos temporales registrados con ambas herramientas tuvieron una buena correlación, aunque el tiempo medido entre el pico de impacto y el pico de impulsión con las plantillas instrumentadas fue significativamente menor en el caso de las mediciones con plantillas ($p < 0.01$). El valor medio de la fuerza registrada en el pico de impacto y en el valor medio entre picos fue significativamente mayor ($p < 0.001$) en el caso de la plataforma de fuerzas. El valor de la fuerza media de pico de impulsión no fue estadísticamente diferente entre ambas herramientas de medición. El impulso calculado en la carrera con la plataforma de fuerza fue significativamente más elevado ($p < 0.001$) (Barnett et al., 2000).

Los resultados de carrera con los cuatro modelos de zapatillas expusieron que los registros con las plantillas instrumentadas estaban influenciados por el modelo utilizado. En la situación de carrera calzado, de nuevo los tiempos medidos, duración total del apoyo y tiempo entre el pico de impacto y el de impulsión, con ambas herramientas, excepto en el caso de alguno de los calzados utilizados, tuvieron unos buenos datos de correlación. En el caso de la fuerza media registrada, en el pico de impacto y el valor mínimo de fuerza entre picos, el valor medido con las plantillas Pedar® de Novel® fue significativamente inferior ($p < 0.001$). Los datos de fuerza del pico de impulsión fueron significativamente más elevados en dos tipos de calzados medidos con las plantillas instrumentadas. En el caso del impulso medida fue significativamente diferente entre ambas herramientas ($p < 0.001$) en dos tipos de calzados (Barnett et al., 2000).

Tomando en consideración todas las mediciones realizadas en el estudio de Barnett et al. (2000), las diferencias entre las mediciones temporales entre ambas herramientas fue del 1.8%, 6.3% en mediciones de impulso y en mediciones de fuerza del 13.4%.

Nakazato, Scheiber y Muller (2011) compararon esquiadores de esquí alpino realizando diferentes técnicas de descenso midiendo las fuerzas de reacción con plantillas instrumentadas (Pedar® de Novel®) y con un sistema de plataforma de fuerzas portátil (Kistler) colocado en el sistema de fijación de la bota al propio esquí del deportista (Figura 22).

Figura 22. Registro de fuerza de reacción vertical en esquí alpino realizado con plantillas instrumentadas y con plataforma de fuerzas portátil (Nakazato et al., 2011)

Durante la fase externa de las acciones registradas, la fuerza de reacción vertical media y máxima registrada con la plataforma de fuerzas fue estadísticamente superior ($p < 0.01$) que la registrada con las plantillas instrumentadas. Durante la fase interna la fuerza de reacción vertical media registrada con la plataforma de fuerza fue estadísticamente más elevada ($p < 0.01$) que la medida con plantillas instrumentadas. En el caso de las fases intermedias de cambio la fuerza de reacción vertical media registrada con la plataforma de fuerza fue estadísticamente ($p < 0.01$) más alta que la medida con las plantillas instrumentadas. Se encontró que por lo general las plantillas instrumentadas subestiman la fuerza de reacción vertical total medida en comparación con la plataforma de fuerzas. Se indicó en este estudio que esta diferencia en la medición no solo está influenciada por la fase del movimiento que se

analizó, sino que también se veía afecta por el nivel del deportista analizado y aspectos de ejecución técnica.

Stricker, Scheiber, Lindenhofer y Müller (2010) registraron las fuerzas de reacción vertical con un sistema de dinamometría 3D y unas plantillas instrumentadas Novel®. Obtuvieron valores de registros de fuerza vertical entre un 21% y un 54% más bajos con las plantillas de presión (Novel®) que con un sistema de medida mediante dinamometría 3D. Estos autores consideran que las plantillas de presión no tienen la suficiente precisión para la mayoría de los análisis biomecánicos, como por ejemplo los cálculos dinámicos inversos.

Las plantillas instrumentadas GeBiomized®, las mismas que utilizamos en la primera Fase experimental de nuestro estudio, han sido empleadas para analizar a jugadores de vóley-playa (Vetter et al., 2004). En su comparación entre los resultados de fuerza obtenidos con las plantillas de presión y los obtenidos con la plataforma de fuerzas Kistler, durante un salto en la arena de la playa, muestra curvas de fuerza muy similares, aunque los valores registrados con las plantillas son inferiores. Se registraron diferencias en los picos de fuerza registrados en el despegue de los saltos de 161 N y de 280 N en el aterrizaje, una diferencia relativa del 9% en ambos casos(figura 23).

Figura 23. Registros de fuerza de reacción vertical con plataforma de fuerza (Kistler) y con plantillas instrumentadas Gebiomized® (Vetter et al., 2004).

Ante la posible aplicación de las plantillas instrumentadas para la medición de fuerzas verticales durante carreras, El Kati, Forrester y Fleming (2010) realizaron un análisis de las mediciones de las plantillas F-Scan® de Tekscan® analizando aspectos de fiabilidad, durabilidad y repetibilidad. El sujeto analizado realizó cinco carreras de un minuto y medio y una carrera de 23 minutos en cinta. En cada una de las cinco carreras se registraron 15 segundos a una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Durante la carrera de 23 minutos se tomaron 4 registros en el minuto 1, 5, 10 y 23.

En las carreras realizadas en cinta se observó que las mediciones paulatinamente iban siendo de un menor valor, pese a que el sujeto descansaba entre cada carrera. La diferencia en el pico de fuerza máxima fue del 41% entre el primer y el quinto ensayo (Figura 24). Este descenso de la fuerza registrada se observaba en todas las regiones del pie.

Figura 24. Diferencias en la medición de la fuerza vertical (N) en los cinco ensayos realizado por El Kati et al. (2010).

En los registros tomados a lo largo de la carrera de 23 minutos, los valores de fuerza proporcionados por las plantillas igualmente fueron disminuyendo. En el pico de fuerza de reacción vertical máxima la diferencia entre el primer registro y el último fue de un 47%. Igualmente se observó una deformación importante de la plantilla en la parte del talón fruto del esfuerzo continuado en el tiempo. Estos resultados sugieren que las mediciones de las plantillas requieren de re-calibraciones constantes, aspecto que no se realizó en el estudio, si realizamos diferentes mediciones, y que el error de la medida se incrementa con el transcurrir del tiempo.

Morin, Reid, Eklund, Lay, Lu, Stevenson, y Bryant (2002) comparan las mediciones realizadas con las plantillas F-Scan® de Tekscan® con las mediciones con una plataforma de fuerzas en marcha y situación de mantenimiento de la posición de pie. En todos los casos analizados las plantillas instrumentadas subestiman el valor de la fuerza de reacción vertical con un error en la media cuadrática (RMS) medio del 30.15% (Figura 25).

Figura 25. Registro comparado de la fuerza de reacción vertical medida con plataforma de fuerza (curva superior) y plantillas instrumentadas F-Scan® de Tekscan® (RMS error = 27.57%) (curva inferior) (Morin et al., 2002)

Hsiao, Guan y Weatherly (2002) compararon las plantillas instrumentadas F-Scan® de Tekscan® con las Pedar® de Novel®. La precisión y fiabilidad de las plantillas varió con distintos niveles de presión ejercida, tiempo de uso, calibración y tiempo de aplicación de presión sobre ellas. Las más fiables y precisas fueron las Pedar® de Novel® cuando estaban nuevas. No se aconseja su uso a partir de 535 kPa (un atleta estático de 100 kg aplicaría unos 52 kPa). En cuanto a las plantillas F-Scan® de Tekscan®, cuando la presión era comparada con la calibración de presión, el error de medida estaba en el rango de $1.3 \pm 5.8\%$ y la magnitud estimada del intervalo del 95% de tolerancia estuvo en el rango de $1.1 \pm 14.8\%$, por lo que el grado de precisión y fiabilidad eran razonables. Cuando la presión aplicada no se

comparaba con la presión de calibración, el error era mayor, entre el 26.3 y el 33.9%. También se observó que este modelo era muy fiable con medidas de 50 kPa cuando la presión de calibración y la presión aplicada eran comparables, y la superficie de contacto era suave.

Kuntze et al. (2009) desarrollaron sus propias plantillas instrumentadas (*StrideSense*). Compararon los tiempos de contacto medidos con las plantillas con los obtenidos en el análisis cinemático. Hallaron una alta precisión en la medida, cuantificada por un error RMS inferior a 1ms.

- **Aplicaciones de las plantillas al análisis dinámico de las carreras de velocidad.**

En la literatura científica se han publicado artículos que emplean las plantillas instrumentadas o de presión plantar para realizar análisis en varios deportes. En muchos de ellos se han utilizado para estudiar los patrones de apoyo del pie en movimientos específicos de bádminton (Hong, Wang, Lam y Cheung, 2014), deportes de equipo (Fong et al., 2008a; Girard et al., 2011b; Nunns, Dixon, Clarke y Carré, 2016; Wong et al., 2007) o esquí alpino (Nakazato et al., 2011; Stöggl y Holmberg, 2015; Stricker et al., 2010).

También se han empleado para comparar la diferente distribución de presiones si la práctica de un deporte se realiza en diferentes superficies, como en el caso del tenis (Stiles y Dixon, 2007), el *running* (Tessutti, Ribeiro, Trombini-Souza, y Sacco, 2012; Tessutti, Souza, Ribeiro, Nunes y Sacco, 2010) o el fútbol (Eils et al., 2004). Con el objetivo de disminuir el riesgo de lesión debido a una distribución incorrecta de las presiones plantares, se han realizado mediciones con distintos calzados en carrera (Fourchet et al., 2007; Lussiana, Losier, Millet y Mourot, 2016; Mann et al., 2015), se ha comparado la situación de corredores descalzos frente a corredores calzados (Mei, Fernández, Fu, Feng y Gu, 2015) o incluso la influencia de los tipos de lazada de los cordones de las zapatillas (Hagen, Hömme, Umlauf y Hennig, 2010).

También se han empleado las plantillas instrumentadas en carreras con velocidades moderadas con diferentes objetivos: comparar el patrón de movimiento del pie entre atletas

con y sin antecedente de lesiones (Mann et al., 2014), comparar atletas en estado de fatiga o en ausencia de la misma (Fourchet et al., 2015; Lussiana et al., 2016; Tessutti et al., 2010), comparación de atletas corriendo a diferentes velocidades (Fourchet et al., 2012; Mann et al., 2015), o a diferentes frecuencias de zancada (Karamanidis et al., 2004), o comparar futbolistas apoyando uno u otro pie dependiendo de su preferencia (Wong et al., 2007).

En carreras de velocidad, apenas existe literatura que emplee plantillas de presión. Fourchet et al. (2011) compararon los resultados de presión plantar, entre atletas que siguieron un entrenamiento de electroestimulación del pie de 5 semanas y atletas que seguían su entrenamiento habitual de velocistas, en carreras de 30 m. No se hallaron cambios significativos en el rendimiento de la carrera tras el periodo de entrenamiento con electroestimulación.

Girard et al. (2011b) compararon las presiones plantares de futbolistas en hierba durante seis carreras de 20 m, no hallando cambios en su patrón de evolución de las presiones plantares debido a la fatiga.

Fourchet et al. (2012) compararon el área de contacto, la fuerza máxima, el pico de presión, el tiempo de contacto y la carga relativa (integral de la fuerza respecto al tiempo en cada región específica dividido por la integral de la fuerza respecto al tiempo de la superficie total del pie, en porcentaje) en carreras a $11.2 \pm 0.9 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ y carreras a $17.8 \pm 1.4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ en corredores adolescentes. Las tres primeras variables arrojaron valores más bajos en la carrera más lenta (-1.2% [$p < 0.05$], -12.3% [$p < 0.001$] y -15.1% [$p < 0.01$] respectivamente), mientras que el tiempo de contacto fue mayor (+20.1%; $p < 0.001$). La carga relativa fue mayor en este tipo de carrera en los metatarsianos de la zona media (+6.7% y +3.7%, respectivamente; [$p < 0.05$]), y menor en la zona de la puntera, exceptuando el dedo gordo (-8.4%; $p < 0.05$).

Fourchet et al. (2015) realizaron un test incremental hasta la fatiga con corredores adolescentes. Observaron que debido a la fatiga en una prueba incremental la presión plantar total descendió.

Fourchet et al. (2007) compararon a jóvenes velocistas corriendo 60 m, con y sin la utilización de zapatillas de clavos, para comprobar las diferencias de apoyo. Observaron que, con zapatillas de clavos, las cargas aplicadas sobre las cabezas del primer y segundo metatarsiano son mayores.

- **Análisis dinámico de la carrera de 100 m.**

La dinámica se caracteriza por el análisis de las fuerzas que originan el movimiento (Izquierdo, 2008). Así las herramientas que se han utilizado desde la perspectiva de la biomecánica para el estudio dinámico del atleta tienen como objetivo cuantificar la fuerza de reacción provocada por el deportista en su apoyo con el medio (Figura 26). El análisis de las fuerzas de reacción transmitidas por el suelo en los apoyos cuando el deportista se halla en contacto con este, nos da la información de cómo se produce el movimiento a partir de la acción de las fuerzas internas desarrolladas en la carrera (Ferro, 2001).

Figura 26. Análisis de fuerzas de reacción vertical durante la carrera (Weyand, Sternlight, Bellizzi, y Wright, 2000).

El análisis dinámico de las fuerzas de reacción del atleta implica la descomposición de la resultante de la fuerza de reacción en sus tres componentes: fuerza vertical, fuerza anteroposterior y fuerza mediolateral (Ferro, 2001) (Figura 27).

Figura 27. Análisis de fuerzas de reacción vertical, anteroposterior y mediolateral (Telhan, Franz, Dicharry, Wilder, Riley y Kerrigan, 2010).

A partir de los registros de fuerza en función del tiempo se pueden extraer variables específicas de análisis de la carrera como valores máximos de la fuerza de reacción vertical máxima (Frz_{max}) durante el apoyo o cálculos del impulso mecánico.

Durante el apoyo del corredor se pueden identificar dos fases fundamentales en función de la fuerza anteroposterior aplicada. La fase de frenado y la fase de impulsión. Estas fases se identifican gracias al registro de la fuerza anteroposterior en el instante en el que cambia de los valores iniciales negativos (fase inicial de frenado horizontal) a valores positivos (fase posterior de impulsión horizontal) (Figura 28).

El impulso mecánico se define como la variación de la fuerza ejercida por un objeto sobre otro, en función del tiempo (Gutierrez, 1999). Con las gráficas de fuerza en función del tiempo (f-t) podemos calcular el impulso mecánico que se identifica con el área que se encuentra por debajo, o por encima en el caso de valores negativos, de la gráfica de f-t. Los

impulsos de reacción de la carrera de velocidad se dan tanto en dirección vertical como horizontal (Maulder, 2005). De esta forma en la aplicación de fuerza del corredor de velocidad sobre el suelo se definen tres impulsos (Figura 28):

- *Impulso vertical*: Calculado con el registro de la fuerza de reacción vertical del deportista desde que el pie del atleta toma contacto con el suelo hasta que se produce el momento de despegue.
- *Impulso anteroposterior de frenado*: Calculado con los valores negativos de la fuerza anteroposterior del atleta en los primeros instantes de la fase de apoyo. Se utiliza el registro de la fuerza anteroposterior desde el instante de apoyo del pie con el suelo hasta que su valor es cero.
- *Impulso anteroposterior de impulsión*: Calculado con los valores positivos de la fuerza anteroposterior del atleta, registrados en la fase de apoyo, desde que el valor de la misma es cero, tras finalizar la fase de frenado, hasta el instante de despegue del pie del suelo.

Figura 28. Definición de los impulsos mecánicos calculados con el registro de F_{rz} (Impulso vertical: área gris (v)) y F_{zx} (Impulso anteroposterior de frenado: área roja (b); Impulso anteroposterior de impulsión: áreas verde (p)) (Adaptado de Zermicke y Whiting, 2000).

La forma de calcular o determinar el final de la fase de frenado y el principio de la fase de impulsión o aceleración varía dependiendo del estudio consultado. Así, varios autores han comprobado que la mejor forma de hallar el punto en que se produce el cambio de una fase a otra desde un punto de vista cinético es buscando el punto en que las fuerzas horizontales de reacción contra el suelo cambian de signo (Bezodis, Kerwin y Salo, 2008; Čoh y Kampmiller, 2002, citado en Ciacci, Di Michele y Merni, 2010; Mero y Komi, 1986; Mero et al., 1992; Mero y Komi, 1994).

Mediante variables cinemáticas, hay más heterogeneidad. Así, el instante de finalización del impulso de frenado e inicio del impulso de aceleración se identifica en el:

- Instante en el que la velocidad vertical del Centro de masas (CM) es cero (Mann y Sprague, 1982, citado en Ciacci et al., 2010).
- Instante en el que se inicia la aceleración positiva del CM (Korneljuk, 1982).
- Instante de máxima flexión de la rodilla (De Wit, De Clercq y Aerts, 2000; Hardin, Van den Bogert y Hamill, 2004; ambos en Ciacci et al., 2010)
- Instante de máxima flexión de rodilla, cadera y tobillo (Hunter, Marshall y McNair., 2004a).
- Instante de menor altura del CM (Luhtanen y Komi, 1980; Mero et al., 1992).

Ciacci et al. (2010) observaron que los resultados eran distintos dependiendo del método empleado de entre los antes mencionados, siendo el método basado en la altura del CM el que arrojaba resultados más diferentes comparado con el método de máxima flexión de la rodilla y el del instante en que la velocidad del CM cambia de signo.

El impulso vertical determina la velocidad vertical del CM (Hunter et al., 2004a) de la misma manera que el impulso horizontal del CM determina la velocidad horizontal del mismo (Liu et al., 2001).

La opinión de muchos científicos sobre el impulso de frenado, que se registra en los primeros instantes de contacto del pie del atleta con el medio, es que debe ser lo más reducido posible. Debido a la pérdida de velocidad de desplazamiento que se registra durante la fase de frenado, varios autores (Čoh et al., 2007b; Mero y Komi, 1986; Mero et al., 1992; Wood, 1986) recomiendan que se debe intentar reducir su duración. Para conseguir reducir este impulso de frenado Vanderka y Kampmiller (2011) indican que el atleta debe colocar el punto de apoyo de la extremidad inferior que contacta con el suelo cerca de la proyección vertical del CM. Gaudet (2014) indica que para lograr este mismo objetivo el atleta debe intentar disminuir los tiempos de contacto cuando se corre a alta velocidad. A este respecto, Krugler y Janshen (2010, citado en Gaudet, 2014) muestran que el impulso de frenado, que es proporcional a la magnitud del vector de fuerza, decrece con la inclinación del cuerpo.

Nicol y Avela (2006) indican que la fase de frenado tiene una duración de entre 50 y 120 ms aunque no indican la velocidad de desplazamiento del corredor.

Mero (1988) cuantificó el porcentaje de pérdida de velocidad en la fase de frenado en un $4.8 \pm 2.9\%$, aunque en su estudio las carreras analizadas eran de tan solo tres metros (m). Esa pérdida disminuye conforme aumenta la velocidad de carrera (Mero, 1988). Hunter, Marshall y McNair (2005) hallaron que la capacidad de producir los menores impulsos de frenado relativo era propia de los atletas más rápidos.

Algunas estrategias, sugeridas en la bibliografía, para optimizar la duración de la fase de frenado son:

- 1) Realizar un aterrizaje activo, preactivación muscular anterior al instante de toma de contacto, intentando reducir la velocidad horizontal anterior del pie (Hay, 1994, pp. 407-408; Mann y Sprague, 1983; Wood, 1987)
- 2) Generar una gran velocidad de extensión de la cadera y una alta velocidad de flexión de la rodilla en el instante en que el pie hace contacto con el suelo (Mann, Kotmel, Herman, Johnson y Schultz 1984; Mann y Sprague, 1983)
- 3) Minimizar la distancia existente entre el pie adelantado y el CM (Mero et al., 1992)

Por otro lado, también se han analizado y expuesto en la literatura estrategias para maximizar las fuerzas de reacción en la fase de impulsión o aceleración:

- Tratar de alcanzar la máxima velocidad angular posible de la cadera (Mann y Sprague, 1983; Mann et al., 1984; Wiemann y Tidow, 1995).
- Realizar una extensión completa de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el despegue del suelo (Hay, 1994, pp. 408-409, citado en Hunter et al, 2005); este aspecto sólo sería aconsejable en los primeros apoyos de la carrera.

La fase de contacto tiene que tener un ratio óptimo entre la duración de la fase de frenado y la fase de impulsión o aceleración en una carrera que definamos como correcta (Čoh y Dolenec, 2002; Čoh y Tomažin, 2006; Čoh et al., 2007b; Luhtanen y Komi, 1980, Mero et al., 1992; Novahec, 1998). Según Čoh y Dolenec (2002) y Luhtanen y Komi (1980) ese ratio debe ser del 40:60. Este ratio es referido a la fase de velocidad constante de carrera, ya que durante las primeras zancadas de la fase de aceleración éste es muy variable (Mero et al., 1992). Aun así, es enorme la variabilidad encontrada en la bibliografía en el ratio de tiempo de frenado/impulsión, hallándose duraciones relativas de la fase de frenado tanto superiores como inferiores: 47.6% y 49.3% (Čoh, Tomažin, y Smajlovic, 2004), 47% (Ripani, Cerulli y

Morini, 1996), 45.07% (Ciacci et al., 2010), 48% (Munro, Miller y Fuglevand, 1987), 40–48% (Bezodis et al., 2008; Bezodis, Salo y Kerwin, 2007); 59–72% (Rodano, Rabuffetti y Squadrone, 1994), 31–35.7% (Luhtanen y Komi, 1980), 38% (Čoh y Kampmiller, 2002, citado en Ciacci et al., 2010). Estas diferencias pueden deberse a varios factores, como pueden ser la velocidad de carrera a la cual se realiza la medición, el nivel de los atletas, la técnica individual, las propiedades de la superficie o la utilización o no de calzado específico de competición (Ciacci et al., 2010).

Respecto al impulso vertical podemos afirmar que su óptima magnitud sería el mínimo que permitiera un tiempo de vuelo suficiente para reposicionar los miembros inferiores. De este modo, podrían aplicarse el resto de fuerzas de manera horizontal. Sin embargo, si el atleta no puede alcanzar o mantener una alta frecuencia de zancada, como cuando está fatigado, un impulso vertical relativo elevado podría ser una buena opción (Hunter et al, 2004a). Por su parte, Weyand et al. (2000), dicen que una mayor velocidad máxima se consigue aplicando una mayor fuerza vertical.

A continuación exponemos las principales herramientas que permiten este registro en la carrera de velocidad.

- Análisis dinámico de la fase de aceleración.

La mayoría de análisis dinámicos se centra en los dos primeros apoyos de la carrera de velocidad en los que la manifestación de fuerza dominante es la fuerza explosiva (Vittori, 1982). Esto es debido, en la mayoría de los casos, a la imposibilidad de contar con una tecnología que diera la opción de medir las variables cinéticas a lo largo de toda la carrera. En la práctica totalidad de los estudios se emplean plataformas de fuerza, que se pueden colocar tan sólo en algunos puntos de la carrera, midiendo tan sólo un apoyo que, posteriormente, se utiliza como patrón de toda la fase.

Valores de fuerza (N) registrados en los primeros apoyos de carrera.

En el primer apoyo de carrera, se han registrado fuerzas verticales medias de entre 11.8 y 12.2 N/Kg (Schot y Knutzen, 1992). Merni et al. (1992) registraron una fuerza de reacción vertical media de 578 N, mientras que Mero, Komi, Ruskho y Hirvonen (1987) registraron un valor medio de 431 N.

La fuerza vertical máxima en el primer apoyo alcanzó valores registrado de entre 17.5 y los 18.8 N/kg (Schot y Knutzen, 1992), 3.02 ± 0.31 %BW (Johnson y Buckley, 1998) o 1319 N (Merni et al., 1992). Schot y Knutzen (1992) hallaron tiempos hasta el pico de fuerza vertical máxima de entre 0.108 y 0.184 s en el primer apoyo cuya duración total fue de entre 0.208 y 0.221 s. La fuerza vertical media de propulsión en ese primer contacto en de 989 N (Merni et al., 2009).

La fuerza de reacción media horizontal fue de 237 N (Merni et al., 1992). Mero et al. (1987) exponen en su estudio una fuerza horizontal media de 526 N durante la fase de impulsión del primer apoyo del corredor en la carrera de 100 m.

La fuerza máxima de propulsión fue de entre 1.97 y 2.02 N/kg en el plano anteroposterior, siendo el ratio de fuerza de frenado y propulsión de entre 1.14 y 1.19 N/Kg (Schot y Knutzen, 1992). La fuerza horizontal media de propulsión en ese primer contacto fue de 433 N (Merni et al., 2009). Los valores de fuerza horizontal de propulsión en ese primer apoyo hallados en Mero (1988), fueron un 46% mayores que en un apoyo en la fase de velocidad máxima.

Tal y como señala Maulder (2005), las fuerzas horizontales están compuestas por las fuerzas de frenado (valores negativos) y por las fuerzas de propulsión (valores positivos). En las dos primeras zancadas de la carrera de 100 m las fuerzas de propulsión son las dominantes junto

con las acciones concéntricas musculares (Bissas y Havenetidis, 2008, citado en Mackala, Fostiak y Kowalski, 2015; Delecluse, 1997; Mann y Sprague 1980; Mero, 1988; Mero et al., 1992; Schot y Knutzen, 1992). En este sentido se han hallado correlaciones de las fuerzas de propulsión del primer apoyo con la velocidad del atleta al final del mismo ($r=0.62$) (Mero, 1988).

Valores de Impulso mecánico (N·s) registrados en los primeros apoyos de carrera.

En Slawinski et al. (2010) se observa que los velocistas de élite aplicaban un mayor impulso (N·s) que el resto de atletas de su muestra en las dos primeras zancadas, por lo que las velocidades del CM fueron mayores en el instante de despegue del pie. Sin embargo, se consideró que este mayor impulso fue influido, sobre todo, por la mayor masa corporal de estos atletas y no por el Ratio de desarrollo de la fuerza (RDF) de los mismos. En el primer paso de la carrera se aplica un fuerte impulso contra el suelo debido a la pronunciada inclinación del tronco en este tramo (Čoh et al., 2007).

En el eje horizontal se han hallado impulsos netos en la primera zancada de 104.8 N·s en Slawinski et al. (2010) en velocistas. En la segunda zancada se han hallado impulsos netos medios en el eje horizontal de 75 N·s, existiendo diferencias significativas entre los atletas de élite y los atletas bien entrenados de la muestra (Slawinski et al., 2010).

Se han hallado impulsos de frenado de 0.004 N·s y de impulsión de entre 0.250 y 0.261 N·s en Schot y Knutzen (1992) en el primer apoyo.

Otras variables: ratio de desarrollo de la fuerza.

Se han hallado correlaciones significativas entre la producción de fuerza y la velocidad de carrera (Mero, 1988). El RDF es el producto de la pendiente de aceleración en el primer pico de fuerza y la masa corporal. Slawinski et al. (2010) registraron valores de RDF de $13570 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ para los atletas de élite durante el primer paso, mientras que para los velocistas bien entrenados fue de $9804 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$. En el segundo paso el RDF fue de $12172 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ para los velocistas de élite.

- Análisis dinámico de la fase de velocidad máxima.

Conforme aumenta la velocidad de carrera, lo hacen también las fuerzas de reacción horizontales y verticales (Mero y Komi, 1986), aunque mientras que las primeras son muy discretas, las segundas son enormes, llegando a superar 5.5 BW en hombres, y las 4 BW en mujeres durante la fase de frenado (Payne, 1983; Mero et al., 1992; Mero y Komi, 1986).

Para lograr el objetivo de desplazarse a la mayor velocidad posible el atleta debe buscar reducir la fuerza horizontal de frenado y el tiempo del mismo para evitar pérdidas de velocidad (Payne, 1983). El objetivo debería ser el de orientar la fuerza resultante lo más vertical posible, en la fase de frenado, y lo más horizontal posible en la de propulsión (Payne, 1983).

En la fase de velocidad máxima, el valor de las fuerzas aplicadas se mantiene estable (Markovic et al., 2007). Como se ha expuesto en la bibliografía, la relación entre la fuerza aplicada en el apoyo y la velocidad máxima alcanzada por el atleta es elevada ($r=0.60$) (Mackala y Mero, 2013; Mero y Komi, 1986; Weyand et al., 2000).

Mero y Komi (1986) compararon las variables de aplicación de fuerza del corredor a los 35 m de carrera (lugar de colocación de la plataforma de fuerzas) entre pruebas en las que el corredor alcanzaba valores próximos a su velocidad máxima con carreras a velocidad supramáxima. Se comprobó que conforme aumentaba la velocidad de carrera, lo hacía también la fuerza de frenado. La fuerza de propulsión se incrementaba igualmente al aumentar la velocidad de carrera, pero cuando se aplicaba la carrera acelerada mediante el uso de una goma elástica, para provocar la velocidad supramáxima, esta fuerza disminuía seguramente por el efecto de la propia goma. Mero y Komi (1986) registraron picos de fuerza resultante de 1778 ± 76 N en hombres y de 1320 ± 63 N en mujeres. Hallaron diferencias significativas entre sexos.

Johnson y Buckley (2001) registraron las fuerzas de reacción del atleta colocando una plataforma de fuerzas a los 14 m de carrera. Observaron que el valor medio del impulso de frenado (26.3 ± 4.2 N·s) fue casi cuatro veces mayor que el valor medio del impulso de aceleración (6.8 ± 2.4 N·s).

Se ha demostrado la existencia de una correlación significativa entre los impulsos horizontales y la velocidad de desplazamiento ($r = 0.780$) en velocistas masculinos (Hunter et al., 2005). Los impulsos verticales fueron estudiados por Weyand et al. (2000) en carreras realizadas en cinta durante la fase de velocidad máxima; se observó que los velocistas más rápidos producen el mismo impulso vertical que los más lentos, pero en menos tiempo. Los autores sugieren dirigir el entrenamiento a producir un mayor impulso horizontal, en vez de vertical, permitiendo con ello tanto frecuencias como amplitudes de zancada elevadas. Esta teoría viene apoyada por autores que han observado que los mejores velocistas tienen una menor velocidad vertical en el despegue (Mann y Herman, 1985), pero altas frecuencias y amplitudes de zancada (Kivi, 1999).

- **Análisis dinámico de la fase de deceleración.**

Para que un atleta sea capaz de mantener la máxima velocidad hasta el final de la carrera, unos altos niveles de producción de fuerza y potencia son necesarios si se quiere vencer a la fatiga y las alteraciones neuronales (Slawinski et al., 2017). Pese a ello se ha expuesto en la literatura científica un descenso de variables como la fuerza horizontal media (Girard, Brocherie, Tomazin, Farooq y Morin, 2016; Slawinski et al., 2017) o la potencia media (Slawinski et al., 2017).

Slawinski et al. (2017) calcularon las variables de fuerza y potencia, en el plano horizontal, con el método validado de Samozino et al. (2015), mediante la velocidad instantánea, el peso y la altura del atleta. Su muestra constaba de los finalistas de los Campeonatos del Mundo de Atletismo de la IAAF y de JJOO desde los Campeonatos del Mundo de Roma 1987 hasta los JJOO de Londres 2012. Observaron un gran descenso en la fuerza horizontal media y la potencia media calculada en la fase de deceleración respecto a la calculada en la fase de aceleración, tanto en hombres (172 ± 24.4 N vs 34.7 ± 5.0 N; 1130 ± 151 W vs 399 ± 62.6 W) como en mujeres (131 ± 16.2 N vs 23.4 ± 5.3 N; 770 ± 88.8 W vs 239 ± 54.7 W). En Girard et al. (2016), las diferencias de fuerza horizontal fueron estadísticamente significativas entre la media de los primeros 50 m y los segundos 50 m (0.14 ± 0.04 BW vs 0.12 ± 0.03 BW, $p \leq 0.01$) en varones. La potencia pico también disminuyó de forma significativa ($p \leq 0.001$) entre ambas medidas.

Girard et al. (2016) también hallaron un descenso significativo de la fuerza vertical (1.93 ± 0.15 BW vs 1.88 ± 0.1 BW, $p \leq 0.05$) y de la fuerza total aplicada (1.94 ± 0.15 BW vs 1.89 ± 0.1 BW, $p \leq 0.05$) respecto a los primeros 50 m. Sin embargo, el descenso de la fuerza máxima no fue estadísticamente significativo (2.92 ± 0.44 BW Vs 2.89 ± 0.35 BW), al igual que sucedió en Sousa, Reis, Ribeiro, Martins y Gobatto (2015). Estos últimos autores también observaron descensos drásticos en los valores de RDF y potencia máxima en el plano

horizontal a causa de la fatiga, habiendo diferencias significativas en la última variable ($p \leq 0.001$).

En Slawinski et al. (2017) las fuerzas horizontales medias y la potencia media en la fase de deceleración fueron significativamente mayores en los hombres que en las mujeres ($p \leq 0.001$), tanto en Newtons (N) como en porcentaje respecto al peso corporal (%BW).

Hay que indicar que en estos estudios el valor de las variables dinámicas expuestas se realizan mediante cálculos indirectos y que sería preciso corroborar estos datos con mediciones directas. En este sentido las plantillas instrumentadas permiten este registro aunque únicamente a las fuerzas de reacción vertical.

1.2.2. La carrera de 100 m desde una perspectiva cinemática.

Como definimos anteriormente, la biomecánica se divide en dos partes fundamentales como son la cinética, que se subdivide en dinámica y estática, y la cinemática. La cinemática se basa en la descripción de los movimientos de los cuerpos. La cinemática sitúa espacialmente los cuerpos y detalla sus movimientos basándose en los desplazamientos (recorridos), las velocidades y las aceleraciones en dichos desplazamientos (Aguado, 1993). A continuación repasaremos las principales herramientas que utiliza la biomecánica para el análisis cinemático del movimiento deportivo en el caso específico de las carreras de velocidad.

- **Herramientas aplicadas al análisis cinemático de las carreras de velocidad.**

En las carreras de velocidad la gran mayoría de las herramientas aplicadas tratan de evaluar la velocidad de desplazamiento ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) del corredor de forma instantánea y continua. Con este objetivo la tecnología ha evolucionado mucho desde que Archibald Vivian Hill (1886-1977) (1927, citado en Harrison, Jensen y Donaghue, 2005) empleara un sistema integrado por varias bobinas y un imán, que cargaban el propio atleta, para determinar la velocidad de este (Figura 29).

Figura 29. Imagen de Archibald Hill durante mediciones en campo (Bassett, 2002).

La tecnología ha revolucionado la capacidad del investigador para medir de múltiples formas esta variable tan importante para el desempeño del velocista. Como sistemas actuales más comúnmente utilizados para medir la velocidad de desplazamiento del corredor podemos citar las células fotoeléctricas, la fotogrametría, la medición mediante el sistema radar, los sistemas de posicionamiento global (GPS) y el sistema láser.

- **Células fotoeléctricas, fotogrametría, sistema radar, sistemas de posicionamiento global (GPS).**

Debemos indicar que por si solas las células fotoeléctricas son únicamente un elemento que actúa como interruptor al paso a la corriente eléctrica, generando un haz de luz infrarroja y detectando si éste se mantiene o ha sido cortado (Figura 30). Si este sistema se conecta a un cronómetro constituye una herramienta de cronometraje ampliamente utilizada. Existen dos tipos de fotocélula según su funcionamiento: tipo reflex (un emisor y un material reflectan) y de barrera (un emisor y un receptor) (Pérez y Llana, 2007). Las células fotoeléctricas ofrecen una información rápida y adecuada de la velocidad de carrera, pero los datos son muy limitados (Harrison et al., 2005) en la medida en que solo toman la velocidad por tramos (velocidad media del tramo) y no la velocidad instantánea.

Figura 30. Aplicación de las células fotoeléctricas a la medición de la velocidad en pruebas de atletismo (Recuperado de: <http://www.cidida.org/fundacion-cidida.asp?s=cidar3>).

La fotogrametría nos posibilita obtener una información más detallada en cuanto a las variaciones de velocidad y desplazamiento pero no de forma instantánea sino que requiere un proceso laborioso para la obtención de resultados. En la actualidad, la fotogrametría se basa en la reconstrucción del movimiento de un cuerpo basándose en el registro con diferentes tipos de cámaras de video (videogrametría). El empleo de una o varias cámaras sincronizadas entre sí, permite la digitalización de imágenes para la realización de un análisis plano (2D) o

tridimensional (3D) (Pérez y Llana, 2007). La digitalización es la simplificación del cuerpo analizado a un modelo mecánico simplificado basado en puntos y líneas. El proceso de digitalización, conversión de la imagen del deportista en una imagen del modelo mecánico, se puede realizar de forma automática por medio de marcadores reflectantes colocados sobre el deportista (Figura 31) o de forma manual. El inconveniente de esta técnica es la necesidad de disponer de múltiples fotogramas de todo el cuerpo digitalizados y procesados (Harrison et al., 2005) lo que supone un tiempo de análisis largo.

Figura 31. Deportista con marcadores reflectantes preparado para un análisis videogramétrico 3D y modelo mecánico construido para el análisis completo del cuerpo del deportista (Jessop, 2011).

Mediante el análisis 3D del movimiento del deportista se pueden obtener variables, con un alto nivel de precisión en función del sistema utilizado, sobre su velocidad de desplazamiento y localización espacial de todos los segmentos analizados e incluidos en el modelo mecánico definido para el análisis.

La videogrametría se ha aplicado en las pruebas atléticas para la medición temporal de fases como pueden ser la fase de apoyo o la fase de vuelo del atleta en carrera. En función de la frecuencia de muestreo del video (60, 120, 12000 fps) la precisión de la medición será mas alta debido a la gran sensibilidad que ofrecen las modernas cámaras de video de alta velocidad. Igualmente debemos señalar que para la localización del centro de masas (CM) del deportista es necesario un análisis videogramétrico 2D o 3D.

El sistema de radar emplea el principio Doppler, el cambio de frecuencia de una onda producido por el movimiento relativo entre la fuente, el emisor, y/o el medio (Valadés y Palao, 2012); para detectar la velocidad del atleta (Harrison et al., 2005) (figura 32). El radar, a partir de los datos referentes a la frecuencia de onda, el tiempo de emisión y el tiempo de recepción de las ondas, calcula la velocidad a la que se desplaza el objeto en movimiento (Valadés y Palao, 2012). Fue desarrollado para medir las velocidades de vehículos por carretera, y en los últimos tiempos ha sido adaptado para medir velocidades de carrera. Una de sus limitaciones es que es un sistema muy sensible a diversos factores que pueden distorsionar la medición, como la existencia de aparatos que emitan frecuencias de ondas similares, el ángulo de movimiento del objeto respecto al radar, la sensibilidad al reflejo de objetos externos como la lluvia o el polvo, por no mencionar la de otros objetos como pelotas o personas ajenas al objeto de estudio (Valadés y Palao, 2012).

Figura 32. Radar Stalker® para la medición de la velocidad instantánea de un movimiento aplicado al lanzamiento de beisbol (Recuperado de: <http://www.tecnolatinos.com/la-pistola-radar-en-el-beisbol/>).

El GPS emplea una red de satélites, que emiten señales de radio de poca intensidad, que contienen datos de tiempo de un reloj atómico. Desde tierra, una red de estaciones y antenas situadas en diferentes puntos del planeta monitoriza el estado de cada satélite. El tiempo empleado por esas señales son empleadas por el dispositivo GPS (Figura 33) para triangular la localización del emisor (Witte y Wilson, 2004).

Figura 33. Detalles de la colocación del sensor GPS en el deportista para la medición de sus velocidades y desplazamiento (Recuperado de. <http://metrifit.com/blog/gps-in-sport/>).

Schutz y Chambaz (1997) hallaron un error de $\pm 0.7 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$ en carrera, pero la correlación entre las velocidades medidas con GPS y cronometraje manual fue muy alta ($r = 0.99$; $p < 0.001$). Es un sistema válido y fiable, aunque tiende a subestimar la velocidad en recorridos curvos y se ve afectado por variables como el número de satélites empleado, siendo lo óptimo tener un satélite justamente encima y el resto igualmente espaciados (Witte y Wilson, 2004). Además, sólo pueden realizarse las mediciones al aire libre, con el cielo prácticamente despejado, sin edificios altos, túneles o arbolados compactos cerca (Sánchez y Pérez, 2006).

El sistema Optojump® de Microgate® es un sistema óptico de medida integrado por una barra transmisora y otra receptora (figura 34). Cada barra contiene entre 33 y 100 leds, dependiendo del modelo elegido. Los leds se comunican continuamente de una barra a otra, y el sistema detecta cualquier interrupción en esa transmisión, y calcula su duración. Es capaz de medir tiempos de vuelo y de contacto con una exactitud de 0.001 s. Es un sistema altamente fiable y exacto.

Figura 34. Sistema Optojump® de Microgate® (Recuperado de: <http://www.microgate.it/Training/Productos/OptoJump-Next/Descripcion>).

A continuación exponemos un cuadro resumen de las herramientas utilizadas para la medición de velocidades desde la perspectiva de la biomecánica en el ámbito del deporte (Tabla 2).

Tabla 2. Sistemas empleados para la medición de velocidades. Haugen y Buchheit (2016)

Sistema	Medición	Funcionamiento	Inconvenientes	Ventajas
Células fotoeléctricas de un haz	Tiempo entre tramos (Velocidad media)	Transmite un haz infrarrojo al receptor de enfrente, que lo refleja nuevamente en el primero. Tiempo entre la rotura de ambos haces	Activación con brazos o rodillas adelantadas en vez del tronco	Resultados inmediatos
Células fotoeléctricas de dos haces	Tiempo entre tramos (Velocidad media)	Mismo sistema que el anterior, pero en esta ocasión es necesario romper dos haces en distintas alturas en la misma ubicación	Activación con brazos o rodillas adelantadas en vez del tronco, pero más fiable que el anterior (0.02 s SEM, 1% CV en 10 y 20 m (39,40))	Resultados inmediatos
Células fotoeléctricas divididas y post procesadas	Tiempo entre tramos (Velocidad media)	Mismo sistema que el anterior, pero en esta ocasión es necesario romper un haz que refleja en dos reflectores situados uno enfrente del otro en distintas alturas	Activación con brazos o rodillas adelantadas en vez del tronco, pero más fiable que el anterior (0.04 s SEM, 2% CV en 10 y 20 m (42,43))	Resultados inmediatos
Sensores de presión en el suelo	Tiempo entre tramos (Velocidad media)	Se activan cuando dejan de notar la presión ejercida sobre ellos (pies o manos)	Se combina con células fotoeléctricas en el fin del tramo. Mismos inconvenientes que las anteriores	Resultados inmediatos
Sensores de sonido o imagen	Tiempo entre tramos (Velocidad media)	Se activan con un sonido o imagen. Incluyen el tiempo de reacción	Se combina con células fotoeléctricas en el fin del tramo. Mismos inconvenientes que las anteriores	Resultados inmediatos
Video	Velocidades cada momento, tiempo entre tramos	Grabación de la carrera y edición con programa informático.	Resultados no inmediatos. Necesidad de edición posterior	Muy preciso (Correlación casi perfecta con células $(r=0.99, ICC \geq 0.98)$)
Radar	Velocidad-tiempo y distancia-tiempo en cada momento, tiempo entre tramos	A partir de los datos referentes a la frecuencia de onda, el tiempo de emisión y el tiempo de recepción de las ondas, calcula la velocidad a la que se desplaza el objeto en movimiento	Posible distorsión por aparatos de frecuencias de ondas similares, de movimiento del objeto respecto al radar, sensibilidad al reflejo externo (lluvia, polvo), objetos ajenos al objeto de estudio	Correlación perfecta con células fotoeléctricas $(r=0.99, p<0.01)$. 3.1 y 1.9% CV en 10 y 50 m
GPS	Velocidad-tiempo y distancia-tiempo en cada momento, tiempo entre tramos	Red de satélites emiten señales de radio de poca intensidad con datos de tiempo de un reloj atómico. Desde tierra, una red de estaciones y antenas situadas en diferentes puntos monitoriza el estado de cada satélite. El tiempo empleado es empleado por el GPS para triangular la localización del emisor	Subestima la velocidad en recorridos curvos. Le afecta el nº de satélites. En mediciones al aire libre, sin edificios altos, túneles o arbolados compactos cerca, cielo despejado	
Optojump	Tiempos de vuelo y apoyo	Una barra emisora y otra receptora integrada por leds que se comunican continuamente. Cuando se corta la comunicación se inicia o se finaliza la medición temporal.	No mide velocidades	Es muy fiable y exacto

- El sistema láser de medición de la velocidad instantánea.

Para lograr el objetivo de obtener una información lo más precisa posible de la velocidad instantánea del deportista alcanzada en línea recta, parece que el sistema láser puede ser actualmente el mejor método de medición. Tiene una frecuencia de registro de 2000 Hz, frente a los 32 Hz del radar (Young, Farrow, Pyne, McGregor, y Handke, 2011) o los 10 Hz del GPS (Varley, Fairweather y Aughey, 2012). Este sistema mide la demora del reflejo de una luz infrarroja pulsátil. Dicha luz infrarroja es menos sensible a reflejos de otros objetos diferentes al atleta objeto de la medición, razón por la que su uso parece más fiable frente al sistema radar (Harrison et al., 2005).

El láser es un sistema no invasivo con el que se logra cuantificar directamente la distancia-tiempo y velocidad-tiempo de la carrera. Una de sus grandes ventajas es que las mediciones realizadas con este sistema pueden estar disponibles para el entrenador de manera inmediata.

La IAAF lleva años aplicando el análisis biomecánico de diferentes pruebas de los campeonatos del mundo de atletismo. En cuanto a carreras de velocidad, lleva empleándose el sistema láser (LAVEG Sport) desde 2007 para su análisis.

• Análisis de validación, fiabilidad y precisión de medición del sistema láser.

Se han comparado sus resultados con los de células fotoeléctricas, siendo las diferencias medias halladas de entre 0.02 y 0.04 m·s⁻¹ en carreras de saltos de longitud, entendiendo con ello que se producía una gran similitud entre las mediciones realizadas con ambos sistemas (Dickwatch et al., 1994).

En Ferro et al. (2012) esas diferencias fueron de 0.29 m·s⁻¹, con valores de velocidad mayores para los resultados hallados con el láser frente a las células fotoeléctricas, en los diez primeros metros de carrera. Esta diferencia se redujo hasta los 0.01 m·s⁻¹ en el tramo de los 20 a los 30

m de carrera con una correlación positiva y significativa entre las mediciones realizadas con los dos sistemas ($r = 0.92$; $p < 0.05$). En todos los casos los cálculos fueron realizados en función de las velocidades medias de los tramos analizados.

También se ha comparado la fiabilidad del láser al igual que la de la fotogrametría a 50 Hz y a 100 Hz (Harrison et al., 2005). El error de la media cuadrática del sistema de medición láser en este estudio variaba con la distancia medida, pasando de los 4.5 mm en los 10 m, a los 17.8 mm a los 70 m, con los datos ya suavizados. La fiabilidad del test-retest del sistema láser en la zona de tres metros fue de 0.986 vía correlación intraclases, frente al 0.984 de la fotogrametría con un filtro de 50 Hz, y frente a los 0.982 de la fotogrametría con un filtro de 100 Hz.

En Ferro et al. (2012) se compararon las mediciones realizadas con sistema láser frente a las obtenidas con la fotogrametría. Las diferencias entre ambos sistemas en las velocidades medias y máximas fueron de $0.11 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, siendo superior la velocidad media registrada por el láser, y $0.14 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, siendo mayor la velocidad máxima registrada por la fotogrametría. Los coeficientes de correlación (r) entre las mediciones realizadas con ambos sistemas fueron superiores a 0.86.

Bezodis et al. (2012) compararon también las mediciones realizadas con el sistema láser frente a la fotogrametría. El sistema láser arrojó resultados de velocidad más elevados que la fotogrametría. La diferencia entre los resultados medidos con ambas metodologías fue de entre 0.29 y $0.16 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ en los primeros 10 m. Esas diferencias se redujeron hasta los $0.6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ a los 30 m de carrera y fue de $0.8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ a los 50 m. En el análisis realizado por Tüerk-Noack y Schmalz (1994), las velocidades registradas con el sistemas láser fueron un 1.59 % más altas que las mediciones realizadas con la fotogrametría.

En Bruggemann et al. (1999) hubo diferencias de $0.10 \pm 0.06 \text{ m}$ ($n=10$) de media en la final masculina del Campeonato del Mundo de Atenas 1997, y de $0.09 \pm 0.06 \text{ m}$ ($n=10$) en la

femenina entre los valores medidos con el sistema láser (LAVEG Sport) y la videogrametría (50 Hz Motus S-VHS).

Varios autores justifican las diferencias del sistema láser frente a las células fotoeléctricas o la fotogrametría en el hecho de que el láser toma como referencia de medición la zona lumbar del atleta mientras que las células fotoeléctricas toman como referencia el pecho y la fotogrametría el CM (Bezodis et al., 2012; Dickwatch et al., 1994; Ferro et al., 2012; Slawinski et al., 2004). Debido a la referencia que toma el sistema láser de la zona lumbar del atleta, y debido al cambio de posición del atleta en la salida de tacos y los posteriores movimientos iniciales de aceleración, no se aconseja el uso del sistema láser para los primeros 10 m de carrera, sobre todo si la salida se efectúa desde los tacos (Bezodis et al., 2012; Dickwatch et al., 1994; Ferro et al., 2012; Slawinski et al., 2004).

Se señala este tramo de la carrera como déficit del sistema láser al registrar datos que pueden verse alterados por el movimiento propio de los atletas en la salida y primeros metros de carrera. Sin embargo, varios autores los utilizan en el tramo de la salida de tacos y a los 5-10 m sin haber señalado ningún problema, aunque bien es cierto que no comparan sus datos con ninguna otra instrumentación (Adamczewski y Perl, 1997; Aerenhouts et al., 2012; Debaere et al., 2013b; Delecluse et al., 2005; Gervais y Leblanc, 2011; Kratky y Müller, 2013).

Según Graubner y Nixdorf (2011) estos son los errores que podemos encontrar en mediciones realizadas con sistema láser:

- 1) Fallos de fiabilidad en la orientación y el seguimiento del atleta a lo largo de toda la medida.
- 2) Desviaciones en el cálculo de parámetros como resultado del proceso de suavizado que debe ser aplicado a las mediciones originales.

En Ferro et al. (2012) el sistema láser mostró valores de coeficiente de correlación intraclases (ICC) superiores a 0.7, demostrando con ello una excelente fiabilidad test-retest. La fiabilidad relativa fue mayor en las velocidades medias de cada tramo que en las velocidades máximas.

En Bezodis et al. (2012) y Ferro et al. (2012), los valores obtenidos de fiabilidad relativa fueron mayores intrasesión que intersesión.

A continuación exponemos análisis realizados sobre la prueba específica de los 100 m lisos, ordenados por las fases de división de la propia carrera, desde la perspectiva cinemática.

- **Análisis cinemático de la carrera de 100 m.**

Ryu et al. (2012) exponen que la máxima velocidad registrada en el Campeonato el Mundo de Berlín (2009) fue de $12.27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en la prueba que arrojó el récord del mundo de 9.58 s. Es importante aclarar, de cara a la comparación con este estudio, que en estos el sistema láser contaba con un sistema que focalizaba un punto del atleta en su región lumbar, y lo seguía hasta el final de la carrera, tecnología que no pudo ser optimizada en este estudio finalmente.

En el Campeonato del Mundo de Daegu 2011 el láser registró que el tramo de 60 a 70 m fue el más rápido tanto para los tres atletas jamaicanos analizados en primera ronda como para la ganadora de la prueba femenina, con velocidades medias entre 11.29 y $11.64 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $10.53 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, respectivamente.

En el Campeonato del Mundo de Osaka 2007 la ganadora alcanzó una velocidad máxima de $10.56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y se registró un descenso de la misma en el tramo final del 9.6% (Matsuo et al., 2007). Tanto en hombres como en mujeres tiene un pequeño efecto el descenso de velocidad sobre el tiempo final. Observamos en estos estudios que cuando hablan de descenso de la velocidad los autores no tienen en cuenta los últimos metros de los atletas. Si observamos las carreras en vídeo, se observa que prácticamente todos se dejan ir en los metros finales por diversas razones (Matsuo et al., 2007).

En el Campeonato del Mundo de Berlín 2009 el primer clasificado registró su mayor velocidad media en el tramo de los 60 a los 70 m, y los dos siguientes en el tramo de los 50 a los 60 m. Sus velocidades máximas oscilaron entre los $11.99 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y los $12.34 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, y fueron alcanzadas entre los 53.75 y los 67.9 m (Graubner y Nixdorf, 2011).

El sistema láser también se ha utilizado para medir la carrera de aproximación en salto de longitud en atletas amputados (Dickwatch et al., 1994; Patritti, Simpson y Nolan, 2005). Los atletas amputados por debajo de la rodilla alcanzaban velocidades menores que los amputados por encima de la rodilla. Los atletas con mayor velocidad de aproximación saltaron más, al igual que en Koyama, Muraki y Ae (2011), en cuya muestra participaron unos 1000 atletas, desde la elite internacional hasta atletas de nivel nacional en Japón.

- Análisis cinemático de la fase de aceleración.

En los dos primeros apoyos, la estructura biomecánica es distinta que en el resto de la carrera (figura 35), especialmente el ratio temporal entre la duración de las fase de contacto y la fase de vuelo (Čoh et al., 2007a). En estos dos primeros apoyos las extremidades inferiores deben moverse con rapidez hacia adelante, para evitar que el atleta se mantenga demasiado tiempo agachado o que se incorpore demasiado pronto (Grabiner, Koh, Lundin y Jahnigen, 1993, citado en Nagahara et al., 2014). Erguirse prematuramente disminuiría las fuerzas propulsivas e incrementaría la fase de vuelo, fase en la que es imposible desarrollar impulso (Lockie, Murphy, Jeffriess y Callaghan, 2013; Nagahara et al., 2014).

Figura 35. Velocidad registrada en los dos primeros apoyos de la carrera en velocistas de 100 m con videogrametría (Slawinski et al., 2010)

Estos apoyos iniciales son determinantes para romper la estática inicial del atleta y conseguir, en el menor tiempo posible, alcanzar la máxima velocidad de desplazamiento. Así, independientemente del nivel de los atletas estudiados, la literatura científica señala un aumento continuo de la velocidad durante los dos primeros apoyos alcanzando valores de entre $3.87 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $4.06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en la primera zancada (Čoh et al., 1998; Čoh, Tomažin, y Stuhec, 2006; Mero, 1988; Slawinski et al., 2010) y $5.07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en la segunda (Čoh et al., 2006). Estas mediciones se han realizado en la mayoría de los casos mediante videogrametría.

En una atleta femenina, Čoh et al. (2009) registraron velocidades horizontales del CM mediante videogrametría con la utilización de video de alta velocidad de $4.02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en el despegue del primer paso y de $4.78 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en el del segundo. Su primer contacto duró 168 ms, y el segundo 139 ms. La fase de vuelo intermedia duró 101 ms.

Mediante la digitalización del deportista se pudo comprobar que durante los siguientes apoyos de la carrera, el atleta va elevando el tronco gradualmente para poder optimizar el

componente anterior de la velocidad del CM (Čoh et al., 2006), a la vez que va aumentando su velocidad (Čoh y Tomažin, 2006).

Un aspecto muy analizado, por medio de videogrametría, ha sido la localización del CM del atleta en función de la locación de sus apoyos en estos dos primeros pasos de carrera. Dependiendo del autor que consultemos, podemos ver que en los dos primeros pasos el apoyo del pie se produce o bien justamente debajo o detrás del CM, ayudando a crear un fuerte efecto horizontal en la fase de aceleración (Frye, 2000, citado en Schiffer, 2009; McInnis, 1980; Mero et al., 1983), o bien que se producen por delante (Cappozzo et al., 1989; Čoh et al., 2006; Faithful, 1986; Kugler y Janshen, 2010).

Según Mero et al. (1983) y Mero (1988), el primer apoyo del pie debe producirse por detrás del CM para maximizar la aplicación posterior de fuerza horizontal. Si sucede lo contrario, una mayor fuerza de frenado se producirá hasta que el CM haya pasado el punto de aplicación de fuerza, o contacto en el suelo. Sin embargo en el estudio de Schot y Knutzen (1992) no se hallaron diferencias significativas en las fuerzas de frenado relacionadas con la situación del CM en el primer paso estando detrás del apoyo y cuando estaba delante por la ejecución de pasos más cortos. Slawinski et al. (2010) observaron que los velocistas de élite de su muestra tenían la proyección vertical del CM un 18% más atrasada que los velocistas bien entrenados en el primer contacto y en el posterior despegue del pie. Los mejores velocistas también tienen mejor capacidad para reducir la disminución de velocidad horizontal del CM en la fase de frenado del primer contacto. En Mero et al. (1983) esta reducción fue de un 3.5% comparado con el 11.3% que registraron los atletas con peores marcas. Los siete entrenadores entrevistados en Jones et al. (2009) coinciden en que las primeras zancadas deben ser cortas para minimizar las fuerzas de frenado creadas en el apoyo, lo que ayudaría a conseguir una máxima aceleración. Debaere et al. (2010) hallaron correlaciones significativas entre el impulso de frenado y la flexión de cadera en el primer apoyo, y la extensión de rodilla y cadera en el segundo.

El CM además se sitúa más abajo en las fases excéntricas de carrera en los dos primeros pasos. Esto sucede porque el tiempo de contacto es elevado y la frecuencia de zancada baja, y esa posición baja del CM reduce la velocidad de carrera (Harland y Steele, 1997; Mero et al., 1983). Los buenos velocistas tienen una mayor capacidad para reducir el descenso inicial del CM en la fase excéntrica durante su primer contacto, como observamos en Mero et al. (1983) donde se midieron bajadas del CM de 0.017 ± 0.016 m para velocistas de élite, por los 0.027 ± 0.014 m de los velocistas con peores tiempos. Sin embargo en Mero et al. (1983) todos los atletas sufrieron una disminución en la ubicación de su CM del 5.9% en la primera fase excéntrica, y del 5.4% en la segunda, independientemente del nivel de los atletas.

En el segundo contacto Slawinski et al. (2010) no hallaron diferencias entre el grupo de élite y el de atletas bien entrenados en la posición horizontal del CM, aunque sería lo normal, ya que tanto la velocidad del CM como la velocidad media durante el primer contacto fueron mayores en los velocistas de élite, lo que conlleva una proyección más adelantada del CM. Estos también registraron una mayor velocidad del CM en el despegue del pie en los dos primeros apoyos, debido al mayor impulso, asociado con la mayor masa corporal del grupo, y no con el ratio de desarrollo de la fuerza. Sin embargo la velocidad vertical fue menor, lo que mejora la orientación del vector de velocidad de forma horizontal, en comparación con el grupo de los velocistas bien entrenados.

Aún así, los atletas deben tener cuidado de no apoyar la extremidad inferior ni muy adelantada ni muy retrasada con respecto al CM. En el estudio con simulaciones de Bezodis, Trewartha y Salo (2015), cuando el apoyo se producía muy por delante o muy por detrás del CM, la producción de potencia horizontal se reducía. Los puntos que más potencia horizontal producían estaban 8-9 cm por detrás de la proyección vertical del CM. El mayor ratio de fuerza se observó a 7-8 cm por detrás de la proyección del CM.

Otra diferencia observada en los dos primeros pasos, en este caso en atletas femeninas, se aprecia en el estudio de Chainok (2006), donde se observó que las atletas de élite registraron mayor distancia de vuelo en la primera zancada y mayor primer despegue (o distancia de

despegue) que las atletas juveniles del equipo nacional de Tailandia. La primera y segunda distancia de aterrizaje y sus respectivos tiempos de contacto fueron menores para las atletas de élite.

Según Čoh et al. (2006), es a partir de la tercera y cuarta zancada donde la proyección del CM se sitúa delante del punto de apoyo de la extremidad inferior. Es en ese punto donde se enfatiza en minimizar el tiempo de contacto, tendencia prolongada hasta el 11º paso (alrededor de los 20 m). Čoh, et al. (2006) observaron como el atleta de élite que estudió estabilizó su longitud de zancada en la novena zancada ($18,9 \pm 2.12$ m), donde además el tiempo de contacto (103.40 ± 5.22 ms) comenzó a ser más corto que el tiempo de vuelo por primera vez en la carrera.

Respecto a la posición del tronco, Debaere et al. (2013b) indican que aproximadamente en los primeros 10 m existe una posición en la que está inclinado en dirección de carrera, y el desarrollo de la velocidad depende sobre todo de las explosivas extensiones de todas las articulaciones del miembro inferior (Debaere et al., 2013b). Aproximadamente hasta los 30 m, en el paso 14 según Plamondon y Roy (1984), se produce una elevación gradual del tronco del atleta, hasta que llega a alcanzar alrededor de esa distancia la posición vertical (Debaere et al., 2013b).

Entre los 10 y los 30 m, la velocidad horizontal se incrementa debido al incremento de la amplitud de zancada. Tanto la amplitud como la frecuencia de zancada están al 80% de su valor máximo en esta parte de la carrera (Brechue, 2011). La amplitud de zancada en esta zona se ve muy influenciada por una importante velocidad vertical en el despegue (mediante una mayor distancia de vuelo), pero también tiene un gran efecto negativo sobre la frecuencia de zancada (mediante un mayor tiempo de vuelo).

La amplitud de zancada se estabiliza sobre los 40-50 m, alcanzando ahí el atleta aproximadamente el 95% de su máxima velocidad horizontal; ambos hechos se producen antes en el caso de las mujeres (Schmolinsky, 2000, citado en Brechue, 2011).

Se han registrado velocidades en los primeros 10 m que oscilan entre los $8.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y los $9.05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en finales internacionales masculinas (Eriksen, Kristiansen, Langangen y Wehus, 2008; Slawinski et al., 2010; Gouvali y Boudolos, 2006). La velocidad máxima en esta zona tuvo una correlación negativa significativa con el tiempo de contacto en los 5 m (Gouvali y Boudolos, 2006). En cuanto a velocidades medias, se han registrado valores de entre $4.93 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $5.66 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en varones de élite (Eriksen et al., 2008; Slawinski et al., 2010) en carreras de 10 m.

En mujeres de élite, se han hallado velocidades medias de $3.51 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Čoh et al., 2007a) en los 5 primeros m de carrera, de $6.79 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en los 10 m, y de $7.56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en los 15 m. Hubo diferencias significativas entre las atletas senior y las juveniles en todos los tramos de la carrera, excepto en el de 15-20 m (Čoh et al., 2007a).

Como vemos, existen en la bibliografía estudios en muchas distancias de la carrera de aceleración. Se han hallado tiempos de 2.03 s en los primeros 10 m de carrera en atletas de élite (Slawinski et al., 2010). En el mismo estudio, los tiempos en 5 y 10 m fueron de 1.20 s y 1.88 s, pero en este caso eliminando la velocidad de reacción. En ambos casos los atletas de élite fueron significativamente más rápidos que los velocistas bien entrenados.

En atletas femeninas de élite, se han registrado marcas de 4.6 s en recorrer 30 m, alcanzando una velocidad máxima de $8.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Las velocidades instantáneas registradas a los 1, 2 y 3 s fueron de $4.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $6.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $7.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, respectivamente (Carmona y González Haro, 2012). Por lo visto en diferentes estudios, los velocistas más rápidos en los primeros 10 m fueron los

que mejores tiempos consiguieron en 100 m (Carmona y González Haro, 2012; Maulder, 2005; Nesser, Latin, Berg, y Prentice, 1996).

En relación a los ángulos de las articulaciones de las extremidades inferiores, Fukunaga, Matsuo y Ichikawa (1981) afirman que es en el cuarto paso donde comienza a flexionarse de manera significativa la articulación de la rodilla en la fase de frenado, cuando el atleta está en velocidades entre los 6.00 y los 6.63 m·s⁻¹. Johnson y Buckley (1998) hallaron ángulos de la rodilla en el instante de contacto de 140°, seguido de un período de flexión y posteriormente una extensión hasta los 157° en velocistas de sub-élite, a 14 m de la salida. Charalambous et al. (2012) nos muestran que la cadera tiende a extenderse durante el apoyo.

Johnson y Buckley (1998) también registraron un ángulo de la pierna con la vertical de -8°, junto con un ángulo de tobillo de 0°, que indica que el pie llega horizontal justo antes del contacto. En ese momento la parte distal del pie estaba a 0.29 m de la proyección vertical del CM. Después observaron en el tobillo una dorsiflexión de 16°, seguida de una flexión plantar de 15° en el instante de despegue. Bezodis et al. (2015) aconsejan reducir la dorsiflexión del tobillo durante la primera parte del apoyo. Para ello aconsejan el trabajo de fuerza de la flexión plantar del tobillo

Se ha visto que el uso de zapatillas de clavos limita el rango de movimiento del metatarsofalangeal (17.9% de media), reduce la velocidad máxima de dorsiflexión del tobillo (25.5% de reducción media) y aumenta la velocidad de carrera (0.3 m·s⁻¹ de incremento medio) a los 20 m (Smith, Lake y Lees, 2014).

- Análisis cinemático de la fase de velocidad máxima.

Desde el punto de vista cinemático, un aspecto muy estudiado ha sido el instante en el que el atleta consigue la velocidad máxima de desplazamiento. Esta distancia dependerá del nivel del atleta. Podemos ver como dentro de estudios con atletas de marcas discretas, los que mejores marcas tienen alcanzan este instante más tarde. Se ha visto que en atletas que rondan

los 12 s se alcanza entre los 36 y los 40 m (Delecluse et al., 1995; Volkov y Lapin, 1979), aunque Mackala (2007) localizó el instante de máxima velocidad alrededor del metro 60 con atletas no-élite.

Ferro et al. (2001); Moravec et al. (1988) o Müller y Hommel (1997) exponen que los velocistas de talla mundial alcanzan la velocidad máxima entre los 30 y los 60 m de carrera. Dentro de ese tramo el ganador en los JJOO de Pekin (2008), con 9.69 s, alcanzó su velocidad máxima de $12.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ entre los 40 y los 50 m de carrera (Slawinski et al., 2017).

Natta y Rega (2001) recortan el periodo, en el que aparece la velocidad máxima, y lo localizan entre los 50 y los 60 m. Este fue el tramo en el que Slawinski et al. (2010), que analizaron diferentes finales de 100 m de eventos internacionales (JJOO de Seul 1988, Campeonatos del Mundo de Tokyo 1991, Atenas 1997, Sevilla 1999 y Osaka 2007) observaron que los velocistas alcanzaban una velocidad máxima media de $11.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Graubner y Nixdorf (2011), observaron que en Berlín 2009 el segundo y tercer clasificados alcanzaron la velocidad máxima entre los 50 y los 60 m.

Čoh et al. (2010), por su parte, afirman que la zona en la que los atletas de élite alcanzan su velocidad máxima se encuentra entre los 60 y los 80 m en el caso de los varones. En Slawinski et al. (2017) y Graubner y Nixdorf (2011), vemos que Usain Bolt alcanzó la velocidad máxima de carrera entre los 65 y los 70 m en Berlín 2009, distancia mayor que la registrada en el caso del mismo atleta en Pekín 2008, el día que batió el récord del mundo con 9.58 s. En los JJOO de Londres (2012) alcanzó su velocidad máxima ($12.34 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) en el tramo entre los 60 y los 80 m (Mackala y Mero, 2013).

En el Campeonato del Mundo de Daegu 2011, los tres velocistas jamaicanos estudiados en primera ronda completaron su tramo más rápido entre los 60 y los 70 m, con velocidades medias que estuvieron entre 11.29 y $11.64 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, en carreras con tiempo finales superiores a

los 10 s (Bae et al., 2011). La velocidad máxima del ganador de este campeonato fue de $11.75 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, en ese mismo tramo de carrera (60-70 m), para un tiempo final de 9.92 s.

Nunn-Cearns (2011) realizaron un análisis comparativo entre las finales masculinas de 100 m de los JJOO de Barcelona (1992) y del Campeonato del Mundo de Berlín (2009). En ambos campeonatos se encuentra la velocidad máxima entre esos 60-80 m coincidiendo con lo expresado por Čoh et al. (2010). En 1992, la velocidad máxima se alcanzó sobre los 60 m, y en 2009 la velocidad máxima se alcanzó a los 80 m, por lo que parece que la tendencia buscada en la evolución de esta prueba ha sido tratar de prolongar la fase de aceleración del atleta durante más tiempo, para posteriormente, tener una menor fase de deceleración, tal y como señalan Letzelter (2006), Saito et al. (2008) o Slawinski et al. (2017). Aunque en Cissik (2010), los velocistas masculinos participantes en el Campeonato del Mundo de Atletismo de 1991, ya alcanzaron el punto de velocidad máxima sobre los 80 m.

Slawinski et al. (2017), analizando las finales de los campeonatos del mundo y los JJOO celebrados entre 1987 y 2012, localizaron el punto de máxima velocidad entre los 60 y los 65 m en varones, aunque no analizó las tendencias en cada una de las distintas épocas, lo que viendo los estudios comentados en este apartado, arrojaría resultados interesantes.

En el caso de las atletas femeninas, Čoh et al. (2010) localizaron esta fase entre los 50 y los 70 m. En Daegu 2011 las finalistas cumplieron esta afirmación, ya que todas las atletas registraron sus mayores velocidades medias en los tramos de 47 a 64 m, o de 64 a 81 m (Bae et al., 2011). En ese segundo intervalo, vemos como la diferencia con el tramo en el que la registran los hombres es inexistente, por lo que podríamos pensar que cada vez hay menos diferencias. De hecho la ganadora registró su tramo más rápido entre los 60 y los 70 m, al igual que la muestra masculina comentada anteriormente por el mismo autor. Su velocidad máxima fue de $10.53 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. No hemos encontrado bibliografía de ningún campeonato internacional después de 2012 para confirmar esta teoría.

Slawinski et al. (2017), analizando las finales de los campeonatos del mundo y los JJOO celebrados entre 1987 y 2012, observan que el tramo medio en que se ha alcanzado la velocidad máxima ha sido entre los 45 y los 50 m en mujeres, pero repetimos la afirmación del caso de los hombres, se echa de menos una separación de los datos por épocas.

Varios autores (Korhonen et al., 2009; Letzelter, 2006; Little y Williams, 2005, citado en Carmona y Gonzalez Haro, 2012; Saito et al., 2008) afirman que, en los casos que analizaron para sus estudios, la velocidad máxima era el factor más importante en ambos géneros de cara al resultado final en la carrera. Debemos indicar que en la mayoría de estos estudios las carreras analizadas no llegaron a los 40 m, por lo que puede que los atletas no alcanzaran la velocidad máxima que pudieran alcanzar en una prueba completa de 100 m. Letzelter (2006) analizó pruebas completas de 100 m y las correlaciones fueron significativas ($r = 0.986$, $p < 0.01$) entre el tiempo final y la velocidad máxima en velocistas juveniles.

Misjuk y Viru (2011) indican que los atletas profesionales alcanzaban, en la fase comprendida entre los 30 y 60 m de carrera, una velocidad un 36.4% más alta que la velocidad registrada en el tramo anterior de 0 a 30 m. Estos valores fueron calculados por tramos respecto a velocidad media de la carrera de 100 m.

La velocidad del CM del corredor varía durante la zancada también en la fase de velocidad máxima. Por ello, en la fase de despegue, la velocidad del CM se incrementa, mientras que decrece en la toma de contacto. Los mejores velocistas pierden entre un 2-3% de la velocidad en ese instante, mientras que los menos experimentados pierden entre un 5-6% (Babić, Harasin y Dizdar, 2007). No se ha encontrado en la bibliografía diferencias tan abismales como en la fase de aceleración, dónde la reducción de velocidad del CM fue de un 3.5% en los velocistas con mejores tiempos, por la reducción del 11.3% en los velocistas con peores tiempos (Mero et al., 1983).

Durante esta fase se han registrado longitudes de zancada de entre 1.94 m y 2.35 m, y de 1.14 y 1.28 si son normalizadas a la estatura del sujeto. Las frecuencias de zancada encontradas oscilan entre los 4.10 y 4.68 Hz (Bezodis et al., 2008).

Gittoes y Wilson (2008) observaron que los peores y los mejores atletas tenían menos variabilidad en la frecuencia de zancada que los de nivel intermedio. En otro estudio (Čoh et al., 2007b) realizado con velocistas femeninas, se observó que la máxima diferencia entre velocistas de elite y subelite fue la amplitud de zancada, sin normalizar, en un test de velocidad máxima, en el que recorrían 30 m lanzados.

- Análisis cinemático de la fase de deceleración.

En esta fase final de la carrera, como se ha visto en varios estudios (Brocherie, Millet y Girard., 2015; Girard, Micallef y Millet, 2011a; Morin et al., 2006, citado en Girard et al., 2016; Slawinski et al., 2017; Sousa et al., 2015; Yanagiya, Kanehisa, Kouzaki, Kawakami y Fukunaga, 2003), una disminución importante en las variables cinemáticas (velocidad, amplitud y frecuencia de zancada) se producen a causa de la fatiga.

Según Čoh et al. (2010), la pérdida de velocidad experimentada por los velocistas en carreras de 100 metros lisos oscila entre los $0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y los $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Revisando la bibliografía existente, se aprecian descensos de velocidad, en esta última fase de la carrera, de entre el 2% y el 8% con respecto a la velocidad máxima alcanzada en la fase anterior (Arampatzis, Brüggemann y Metzler, 1999; Brüggemann y Glad, 1990; Ferro et al., 2001; Girard et al., 2016; Mero et al., 1992; Moravec et al., 1988; Mackala, 2007; Slawinski et al. 2017). En atletas de élite, Mackala (2007) registró velocidades máximas de $11.70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, en la fase de velocidad máxima, terminando en el metro 100 a una velocidad de $11.22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, lo que supone una pérdida del 4.11%. Slawinski et al. (2017) encontraron diferencias significativas entre ambos géneros ($p \leq 0.001$) en esta variable en atletas de élite mundial.

Mediante modelos de simulación se ha intentado demostrar que la mejor estrategia para la carrera de 100 m es realizar un esfuerzo máximo inicial, para conseguir la máxima velocidad de desplazamiento cuanto antes, aunque ello conlleve posteriormente un gran descenso de la velocidad en el tramo final de la carrera (Van Ingen, De Koning y De Groot, 1994). Pese a estos resultados, en la práctica se observan otras tendencias al plantear la estrategia de los atletas en las carreras de 100 m de alto nivel.

Observando el estudio de Nunn-Cearns (2011), se puede apreciar la diferencia en la tendencia de los atletas de élite mundial a la hora de planificar la estrategia de carrera a lo largo de los años. En la final olímpica de 1992, se puede observar que como termino medio, la fase de velocidad máxima comienza alrededor de los 60 m, a partir de donde los velocistas comienzan a descender su velocidad hasta que llegan a la meta a una velocidad similar a la alcanzada a la altura de los 50 m (Figura 36).

Figura 36. Evolución de la velocidad de carrera en la final olímpica de Barcelona 1992 y en la final del campeonato del mundo de Berlín 2009 (Nunn-Cearns, 2011).

Sin embargo, en la final del campeonato del mundo de 2009 se observa que se alcanza la velocidad máxima a los 80 m, y no es hasta la altura de los 90 m donde comienza la deceleración, hasta llegar a la meta con una velocidad parecida a la alcanzada a los 60 m (Mackala, 2007; Mackala y Mero, 2013; Nunn-Cearns, 2011) (Figura 36).

Son escasos los análisis de esta fase de deceleración en la carrera de velocidad. Trezise, Bartlett y Bussey (2011) tratan de analizar como la fatiga modifica la técnica de carrera de velocidad. Estos autores observaron limitaciones en la máxima flexión de cadera en la fase de apoyo en uno de sus dos atletas, lo que produjo una disminución de la velocidad angular de la rodilla en la última fase del balanceo del miembro inferior libre, coincidiendo todo con una disminución de su velocidad de carrera. Estos datos son poco generalizables ya que estaban condicionados por la fatiga debida a las 6 repeticiones de carreras de 80 metros realizadas. Además, solo uno de los dos atletas de su muestra experimentó estos cambios, por lo que se puede observar que cada sujeto respondería de una forma distinta a la fatiga.

Ryu et al. (2012) analizaron diferentes carreras incluyendo las carreras de los cinco finalistas del Campeonato del Mundo de Atletismo (Osaka 2007), carreras del estudio de Matsuo et al. (2007), la carrera del ganador del Campeonato del Mundo de Berlín 2009 y cinco carreras del Campeonato del Mundo de Daegu 2011. En las tres mejores carreras seleccionadas del total de pruebas analizadas los atletas disminuyeron menos de un 2%, respecto de su velocidad máxima, en el tramo final de carrera, de los 80 a los 100 m. Esta referencia excluye carreras con atletas que vencen de forma evidente o atletas que se dejan ir al final de carrera por no tener opciones de victoria. En estos casos se evidencia un descenso muy superior de la velocidad de carrera en el tramo final.

En la final del Campeonato del Mundo (Daegu 2011) la atleta ganadora descendió su velocidad, a partir del tramo de 80 m, un 4%, y del 90 al 100 en un 6.74% (Bae et al., 2011).

2. OBJETIVOS.

A continuación se exponen los objetivos generales planteados y posteriormente los objetivos específicos.

2.1. Objetivos generales.

Los objetivos generales propuestos fueron:

- Estudiar las posibilidades que ofrecen dos modelos de plantillas instrumentadas para el análisis dinámico de la carrera de 100 m lisos.
- Determinar las posibilidades de análisis cinemático de la carrera de 100 m lisos que ofrece el registro de la velocidad instantánea de carrera mediante un sistema de medición láser.

2.2. Objetivos específicos.

Los objetivos específicos propuestos fueron:

- Definir las variables dinámicas y cinemáticas que son posibles de calcular a partir del registro dinámico de la carrera completa de 100 m utilizando plantillas instrumentadas.
- Realizar un análisis preliminar de resultados obtenidos, sobre carreras completas de 100 m lisos realizadas en pista, con plantillas instrumentadas
- Exponer, en función de la experiencia y la revisión bibliográfica, recomendaciones para el uso futuro de las plantillas instrumentadas en el campo del análisis de las carreras de velocidad.

- Identificar las variables cinemáticas que son posibles de calcular, a partir del registro de la velocidad de desplazamiento frente a la distancia y el tiempo, en la carrera completa de 100 m lisos utilizando un sistema láser.
- Realizar un análisis preliminar de resultados cinemáticos obtenidos sobre carreras completas de 100 m lisos realizadas en pista con sistema láser.
- Exponer, en función de la experiencia y la revisión bibliográfica, recomendaciones para la optimización del uso futuro del sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento en el campo del análisis de las carreras de velocidad.
- Analizar las posibilidades futuras del análisis de las carreras de velocidad con plantillas instrumentadas y sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento del corredor.
- Realizar aplicaciones prácticas, de los resultados extraídos de los registros con plantillas instrumentadas y el sistema láser, para comprobar su utilidad para el análisis dinámico de la pisada, el establecimiento de fases y la diferenciación de los tramos de carrera.

3. MATERIALES Y MÉTODOS.

En este apartado comenzaremos haciendo referencia al proceso seguido para la búsqueda bibliográfica, al cronograma de la fase experimental. Después expondremos los datos referentes a los materiales utilizados, las muestras evaluadas, el protocolo de medición y las variables calculadas. Por último exponemos los estadísticos utilizados.

3.1. Proceso de búsqueda bibliográfica.

Se diseñó y desarrolló un método de búsqueda y revisión específico para esta investigación. El primer paso fue buscar en el ámbito nacional e internacional trabajos de especial relevancia en el campo del análisis de la carrera de 100 m lisos. Esto nos permitió determinar los temas más estudiados y analizados por medio de las principales referencias que se citaban en los artículos, y nos sirvió para establecer posibles líneas de investigación para el desarrollo experimental futuro.

Posteriormente, y para realizar una revisión amplia, profunda y de calidad, se desarrolló una estrategia de búsqueda metódica, utilizando diversas bases de datos. Se establecieron palabras clave para la búsqueda y se identificaron criterios específicos de inclusión y exclusión.

Se realizó una amplia revisión de la literatura especializada en el ámbito de la investigación así como una criba de dicha información bibliográfica; de esta manera se detectaron y resumieron las obras de interés para el estudio. Cabe considerar que, aunque se intentó mantener actualizada la información bibliográfica, en el periodo transcurrido entre la realización de la búsqueda y la elaboración final del texto de la presente tesis doctoral pueden haber aparecido nuevas revisiones.

Se consultaron las siguientes bases de datos sobre deporte, actividad física, salud pública, ciencias sociales, medicina, etc.:

- Academic Search Complete.
- MEDLINE.
- PubMed.
- SCOPUS.
- SPORTDISCUS.
- Web of Science (<https://www.webofknowledge.com/>).
- ScienceDirect (<https://www.sciencedirect.com/>).

Siguiendo la estrategia de búsqueda expuesta, se identificaron numerosos artículos, que fueron seleccionados o descartados a partir de los criterios de inclusión y exclusión que se describen más adelante. Esto delimitó el tema central de los estudios que se tuvieron en cuenta y garantizó que solo se revisaran aquellos artículos que fueran relevantes. Se obtuvo la versión íntegra de los artículos que no pudieran conseguirse online a fin de que pudieran examinarse en profundidad.

Los criterios de inclusión utilizados fueron:

- Publicado en una revista especializada de revisión por pares o citado en tesis doctorales.
- Publicado a partir del 1 de enero de 1980.
- Debe tratar o tener una sección dedicada expresamente a uno de los temas prioritarios establecidos.

- Relacionado con atletas o deportistas de pruebas de velocidad.
- Debe ser un artículo de revisión, un meta análisis o una revisión sistemática.

Los criterios de exclusión fueron:

- Publicado antes del 1 de enero de 1980 (*).
- No es un artículo de revisión, un meta análisis o una revisión sistemática.
- No está relacionado con deportistas de velocidad.

(Exceptuamos el caso de referencias que son consideradas básicas para el desarrollo posterior de la investigación en el atletismo y son citadas en artículos considerados claves para nuestro estudio).*

Los temas que se definieron para la búsqueda fueron:

- *Pruebas de velocidad en atletismo.*
- *Análisis cinemático de la carrera de velocidad.*
- *Análisis cinético o dinámico de la carrera de velocidad.*
- *Biomecánica de las pruebas de velocidad.*
- *Plantillas de presiones plantares o plantillas instrumentadas.*
- *Sistema laser de medición de la velocidad instantánea.*
- *Análisis con plantillas instrumentadas.*
- *Análisis en el ámbito del deporte con sistemas laser.*

Como palabras clave, que fueron utilizadas de forma individual y en diferentes asociaciones, se utilizaron las siguientes:

- *“atletismo” / “track and field”*
- *“atletas” / “athletes”*
- *“carrera 100 metros lisos” / “100 metre dash”*
- *“pruebas de velocidad” / “sprint race”*
- *“biomecánica” / “biomechanics”*
- *“cinemática” / “kinematics”*
- *“dinámica” / “kinetics”*
- *“sistema laser” / “laser system”*
- *“plantillas instrumentadas” / “pressure insoles”*

Las sucesivas búsquedas nos llevaron a localizar más de trescientas referencias que tendrían relevancia en nuestro estudio. Se trató de localizar el mayor número posible y tratar de confeccionar con su información una revisión lo más completa y con la mayor calidad posible. La cantidad de la información acumulada nos llevó a cerrar el apartado de revisión una vez comprobada la amplitud de la misma aunque no se pudo completar la localización de todas las referencias en un principio identificadas.

3.2. Cronograma del estudio.

Durante la fase experimental se han realizado dos tomas de datos diferentes (Tabla 3):

Tabla 3. Tomas de datos realizadas durante la fase experimental 1 y 2.

Fase experimental 1	Fase experimental 2
FECHA	
Miércoles 16 de julio 2014. Periodo competitivo <i>2 semanas antes del Cto. De España.</i>	Miércoles 21 de diciembre de 2016. Periodo competitivo <i>1 mes y medio antes del Cto de España.</i>
MUESTRA	
5 atletas varones de alto rendimiento	5 atletas varones de alto rendimiento 3 atletas mujeres de alto rendimiento
MATERIALES	
Plantillas instrumentadas Gebiomized® Sistema Láser BioLaserSport®	Plantillas instrumentadas F-Scan® Tekscan® Sistema Láser BioLaserSport®
LUGAR	
Módulo cubierto del Centro de Alto Rendimiento (CAR) de Madrid.	Pista aire libre Centro de Alto Rendimiento (CAR) Madrid
OBSERVACIONES	
<ul style="list-style-type: none">• Buen registro con las plantillas.• Problemas de registro con el sistema laser (pérdida de señal con el corredor)	<ul style="list-style-type: none">• Se convocan 24 atletas de los cuales se logran evaluar 13.• Problemas a la hora del registro con el nuevo modelo de plantillas• Problemas de registro con el sistema laser (pérdida de señal con el corredor).

3.3. Muestra.

A continuación se describirán las muestras empleadas en las dos tomas de datos desarrolladas. Antes de nada es conveniente destacar que se ha pretendido que la muestra de este estudio fuera de la mayor calidad posible, en cuanto a tamaño de la muestra y en cuanto a calidad de la misma. Por ello, se procedió a la revisión del ranking nacional de 100 metros lisos, en las temporadas 2014/15 y 2016/17, y se contactó con todos los atletas residentes en Madrid que aparecían en el mismo. De forma paralela se contactó con atletas de pruebas en las que la velocidad de carrera tuviera importancia de cara a su rendimiento deportivo. Así, además de

velocistas, se contactó también con atletas de alto rendimiento nacional de las pruebas de salto de longitud y pruebas de vallas.

Debemos señalar, respecto a los grupos de atletas analizados, que el nivel de los atletas no es un handicap para el desarrollo de nuestro estudio ya que es, en su esencia, un aporte metodológico. No se pretendía analizar el rendimiento de los atletas analizados sino optimizar la aplicación de estas metodologías y observar las posibilidades futuras de estudio que aportan las plantillas instrumentadas y el sistema láser.

3.3.1. Muestra Fase experimental 1.

Participaron en esta fase experimental cinco velocistas (n=5) españoles de alto rendimiento nacional que entrenaban habitualmente en el Centro de Alto Rendimiento (CAR) de Madrid. El requisito de inclusión era el de aparecer en el ranking nacional de 100 metros lisos. Por ello se contactó con varios grupos de entrenamiento, hasta que se confirmó la presencia de 5 atletas, que dimos por suficiente para esta primera Fase experimental. Los datos fueron tomados dos semanas antes del Campeonato de España al aire libre, por lo que los atletas se encontraban en un buen momento de forma. La edad media de los atletas fue de 25 ± 6.4 años con una estatura media de 1.76 ± 0.05 m y una masa media de 71.3 ± 2.1 kg (Tabla 4).

Tabla 4. Datos de la muestra utilizada (n=5) en la Fase experimental 1.

	Edad (años)	Estatura (m)	Masa (Kg)	Marca 100 m (s)	Ranking (posición)
Atleta 1	20	1.76	68.5	10.54	9
Atleta 2	36	1.68	72	10.95	71
Atleta 3	23	1.82	78.5	10.60	12
Atleta 4	21	1.77	69	10.94	66
Atleta 5	25	1.77	73	10.81	29
Media $\pm$ SD	25.0 ± 6.4	1.76 ± 0.05	71.3 ± 2.1	-	-

Sus marcas de la temporada 2014/15, temporada de este primer experimento, oscilaron entre los 10.54 s y los 10.95 s, estando con ello entre las posiciones 9^a y 71^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 informado firmado (Anexo I) siguiendo las indicaciones de la Declaración de Helsinki.

3.3.2. Muestra Fase Experimental 2.

Un total de 8 atletas (n=8) pudieron ser evaluados en la fase experimental 2. El total de atletas participantes se dividió en dos grupos en función de su sexo y de su nivel de rendimiento. El nivel de rendimiento fue establecido en función de que el atleta estuviera en posesión o no de la marca mínima para participar en el Campeonato de España de pista cubierta de la temporada 2016/17. Las pruebas se realizaron aproximadamente un mes y medio antes del Campeonato de España absoluto de pista cubierta, por lo que los atletas ya se encontraban inmersos en el período de competición. De hecho ya contaban con las marcas mínimas de participación en el campeonato nacional. La composición de cada grupo fue la siguiente:

- **Grupo 1:** 5 atletas varones de alto rendimiento (n=5). El requisito de inclusión en este grupo era estar en posesión de la marca mínima exigida para participar en el Campeonato de España de pista cubierta de la temporada 2016/17 en cualquiera de las pruebas de velocidad, vallas o saltos horizontales. La edad media de los atletas fue de 22.2 ± 2.1 años, la masa media de 72.8 ± 2.3 Kg y la estatura media de 1.84 ± 0.04 m. Sus marcas de la temporada 2015/16 en 100 m oscilaron entre 10.62 s y 11.71 s (Tabla 5).
- **Grupo 2:** 3 atletas femeninas de alto rendimiento (n=3). El requisito de inclusión en este grupo era estar en posesión de la marca mínima para el Campeonato de España de pista cubierta de la temporada 2016/17 en cualquiera de las pruebas de velocidad, vallas o saltos horizontales. La edad media de las atletas fue de 24.3 ± 4.2 años, la masa media de

59.5±1.6 Kg y la estatura media de 1.65±0.05 m. Sus marcas de la temporada 2015/16 en 100 m oscilaron entre 12.52 s y 12.64 s.

Tabla 5- Datos de la muestra evaluada (n=13) en la Fase experimental 2.

Grupo 1 (Fase experimental 2)					
	Edad (años)	Estatura (m)	Masa (Kg)	Marca 100 m (s)	Ranking (posición)
Atleta 1	20	1.82	70	10.62	60 m (10)
Atleta 2	22	1.82	76	10.86	60 m (19)
Atleta 3	26	1.87	74	10.70	100 m (26)
Atleta 4	21	1.89	72	11.23	60 m vallas (10)
Atleta 5	22	1.79	72	11.71	Salto Long. (8)
Media±SD	22.2±2.2	1.84±0.04	72.8±2.3	-	-
Grupo 2 (Fase experimental 2)					
	Edad (años)	Estatura (m)	Masa (Kg)	Marca 100 m (s)	Ranking (posición)
Atleta 1	21	1.60	61.3	12.63	60 m vallas (24)
Atleta 2	29	1.69	59	12.64	60 m vallas (5)
Atleta 3	23	1.67	58.2	12.52	200 m (98)
Media±SD	24.3±4.2	1.65±0.05	59.5±1.6	-	-

Todos los atletas estaban sanos y no habían tenido ninguna lesión durante la temporada. Todos fueron informados previamente sobre el objetivo del estudio y el tipo de pruebas a las que iban a ser sometidos. Todos ellos proporcionaron su consentimiento informado firmado (Anexo I) siguiendo las indicaciones de la Declaración de Helsinki.

3.4. Materiales.

Exponemos a continuación las características de las tres herramientas de medición biomecánica utilizadas. Por un lado la información relativa a los dos modelos de plantillas instrumentadas o de presión plantar (*medición dinámica*) utilizados y por otro lado el sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento (*medición cinemática*).

3.4.1. Plantillas instrumentadas.

Para la primera Fase experimental se buscaron diferentes opciones de plantillas y se decidió optar por el alquiler de unas plantillas Gebiomized®. Observamos en la bibliografía que no habían registrado diferencias importantes con los datos de las plataformas de fuerzas y decidimos realizar la primera Fase experimental con este modelo de plantillas instrumentadas. Comprobamos en la fase de familiarización con las plantillas que ofrecía unos datos muy claros con respecto al apoyo total y por zonas, cosa que no sucedía con otros sistemas que proporcionaban datos con una mayor demora y de una forma más compleja para su tratamiento posterior.

- Plantillas instrumentadas GebioMized®

El sistema de medición de presiones que ofrece Gebiomized® está compuesto de diferentes complementos para la medición de presiones. Como se puede observar en la Figura 12, el sistema está diseñado para el ciclismo con un modulo diseñado específicamente para la medición de presiones en el sillín del ciclista y las plantillas para el registro de las presiones y fuerzas plantares. Cada plantilla instrumentada GebioMized® posee 64 sensores de presión, 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. Para que los cables no molestaran a la hora de realizar la prueba, éstos se fijaron a la extremidad inferior con unas cintas elásticas colocadas aproximadamente en la zona media de la pierna. La petaca, además de contar con otra goma elástica colocada a modo de cinturón, se fijó en la zona lumbar del corredor dentro de las mallas (Figura 37).

Figura 37. Detalle de las plantillas GebioMized® e imagen del sistema de plantillas, cables y petaca colocado en uno de los atletas en la prueba piloto.

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 a una distancia máxima 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 voleibol playa por Vetter et al. (2004).

- **Plantillas instrumentadas F-Scan®.**

Para la segunda Fase experimental, se empleó para la medición de las presiones y fuerzas plantares el Sistema de Medición de Presión Plantar F-Scan (Tekscan, Boston, MA, EEUU) modelo 3000E (Figura 38). Este modelo de plantillas fue adquirido por el grupo de investigación que nos facilitó el uso del sistema láser y se nos ofreció la posibilidad de completar el estudio realizando una segunda valoración de atletas.

Figura 38- Plantilla utilizadas por el Sistema de Medición de Presión Plantar F-Scan (Tekscan, Boston, MA, EEUU) modelo 3000E.

El sistema utiliza unas plantillas flexibles que son colocadas dentro del calzado de carrera propio del corredor, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una resolución de 3.9 sensores·cm⁻². Estas plantillas cuentan con dos pequeñas petacas que ajustamos con velcro a unas tobilleras colocadas encima del tobillo. Además contaba con otra petaca que se colocó, en la zona lumbar del corredor dentro de las mallas, con una goma elástica colocada a modo de cinturón. Todo el cableado fue asegurado con cintas elásticas y unas mallas ajustadas que

el atleta se colocó encima de ellos (Figura 39). Los datos fueron registrados con el software F-Scan Mobile Research.

Figura 39. Colocación de las plantillas instrumentada de la Fase Experimental 2.

3.4.2. Sistema Láser BioLaserSport®.

Para la Fase experimental de velocidad instantánea ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) 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).

Consta de un sensor láser tipo 1 (LDM301, Jenoptik, Germany) que registra posiciones de los velocistas a 2000 Hz (Figura 40). En la primera Fase experimental, se le aplicó a los datos un filtro de Butterworth de 200 Hz, mientras que en la segunda se le aplicó uno de 1000 Hz, en ambos casos, para ajustar los datos a los proporcionados por las plantillas.

Figura 40. El sistema láser y el joystick empleado para su manejo.

El sensor láser tiene un rango de medida de 0.5 a 300 m en superficies naturales, exactitud de ± 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 de la International Standardization Organization (ISO), de un alcance de 0.05 m a 60 m, precisión de ± 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. El sistema contaba con un joystick para poder mover el haz del láser, de forma que evitara que cualquier movimiento lateral del atleta hiciera que se perdiera la señal. Un punto rojo de luz era empleado para saber en todo momento hacia donde estaba apuntando el láser.

3.5. Protocolo de medición.

A continuación exponemos el protocolo diseñado y utilizado en las tomas de datos.

- **Colocación del sistema láser:** La colocación del sistema láser comenzaba una hora y media antes de la hora prevista para realizar la primera medición. Se debía colocar el sistema láser de forma adecuada, centrado en la parte posterior de la calle donde se iba a realizar la medición. La calibración del sensor láser se comprobó en las distancias de 0, 10, 20 y 30 m mediante el medidor láser Stanley.

- El sistema láser se situó detrás de la línea de salida a 2.94 m de distancia controlándose la horizontalidad del haz en la distancia total de la prueba con el joystick.

- **Protocolo de activación y familiarización del atleta con las plantillas:** Los atletas fueron citados 50 minutos antes de la hora de su prueba para tener un tiempo adecuado para poder realizar las siguientes acciones:

- Explicación de las pruebas y equipos: Cuando llegaban a la zona de pruebas se les informaba de los equipos de medición que se iban a utilizar y se les explicaba la colocación de las plantillas y medios de sujeción de los cables y petaca para que lo tuvieran en cuenta para elegir una ropa adecuada. El atleta firmaba el consentimiento informado (Anexo 2).
- Realización de su calentamiento habitual previo a una competición. Se les dejaba un tiempo mínimo de 30 minutos de calentamiento. La consigna dada a este respecto es que realizasen la preparación adecuada para la realización de una prueba completa de 100 m lisos. Los atletas incluyeron en este bloque de activación ejercicios de

técnica de carrera, carreras progresivas en velocidad y ejercicios de movilidad articular.

- Colocación de las plantillas instrumentadas en el calzado y la petaca de registro y transmisión de la información. Se preguntaba al atleta la talla de pie y este colocaba las plantillas en su calzado; se le colocaba además parte del resto del sistema de medición de las presiones plantares para que se habituara a las condiciones reales de realización de las pruebas completas de 100 m.
 - Colocación del cableado completo. Al terminar el calentamiento se procedió a la colocación de todos los cables que acompañan a las plantillas instrumentadas. Se comprobó en ese momento el funcionamiento y la transmisión de la información de las plantillas al ordenador portátil. Para ello:
 - El atleta debía permanecer durante unos segundos en posición estática sobre cada uno de los pies para la calibración de la plantilla con el peso del atleta.
 - El atleta realizó cinco saltos verticales en el sitio con las plantillas colocadas para comprobar la sincronización de las plantillas con el ordenador de registro y el adecuado funcionamiento de las mismas.
 - Tras esta comprobación el atleta se dirigía a la zona de salida para realizar la carrera completa de 100 m.
- **Medición de las pruebas completas de 100 m lisos:** Los atletas, en la Fase experimental 1, prepararon los tacos de salida a su medida específica y se les indicaba que podían iniciar la carrera cuando quisieran, eliminando así el factor velocidad de reacción. En la segunda Fase experimental se realizaba la salida de pie para intentar simplificar la medición con el sistema láser y evitar problemas encontrados en la primera toma.

- En cuanto el atleta se colocaba, en los tacos de salida o de pie en posición de preparado detrás de la línea de salida, se daba inicio a la medición con las plantillas y el láser.
- El atleta debía realizar la carrera completa de 100 m lisos a la máxima intensidad posible.
- La orientación del láser se controlaba:
 - Fase experimental 1: con un joystick por el investigador que debía intentar que el haz de luz roja impactara en la zona lumbar del sujeto en todo momento. Esta tarea, a priori sencilla, fue una de las más complejas en esta primera Fase experimental. Varios datos se perdieron por este hecho, aunque afortunadamente se registró una carrera completa como mínimo de cada atleta.
 - Tomas de datos 2: El láser se fijó en una dirección previamente calibrada por los investigadores para que impactara la zona lumbar del atleta durante la carrera si esta se realizaba en línea recta. Por ello en la segunda toma se salía desde de pie.
- Tras la realización de la carrera se iniciaba un periodo de descanso con una duración mínima de 15 minutos para realizar una segunda toma de datos.

Se citó a los atletas cada 50 minutos para que cuando uno estuviera realizando las pruebas completas de 100 m el siguiente atleta estuviera ya en la fase activación y familiarización con las plantillas. Previamente se les había preguntado la talla del pie para no hacer coincidir de forma consecutiva dos sujetos con el mismo número de pie y que ningún atleta debiera esperar a la finalización completa de las pruebas del atleta anterior para poder iniciar su propia prueba.

La duración total de la medición de los 5 atletas fue de aproximadamente de cuatro horas y media.

De los registros tomados de cada atleta se seleccionó el mejor intento. Este fue aquel en el que se hubiera realizado la medición completa de la velocidad instantánea del atleta a lo largo de la carrera realizada o, en su defecto, durante la mayor distancia posible.

3.6. Variables.

En el siguiente apartado se exponen las variables inicialmente definidas a extraer de las mediciones de la fuerza vertical de reacción (Frz) del suelo y de los registros de la velocidad instantánea (V) de desplazamiento en función de la distancia y el tiempo medido con el sistema laser.

3.6.1. Variables dinámicas.

Del registro de la fuerza vertical de reacción (Frz) del suelo, con la utilización de las plantillas instrumentadas, se definieron las siguientes variables a calcular:

- **Fuerza de reacción vertical máxima (Frz_{max}):** En la curva de F-t de cada apoyo del atleta se identifica el valor máximo de fuerza de reacción vertical (N).
- **Fuerza de reacción vertical media (F_{MD}):** Se calcula dividiendo el sumatorio de fuerzas (N) aplicadas durante el apoyo del pie del atleta en el suelo entre el número de registros realizados en el apoyo. En función de la división del apoyo en fases tomando como criterio de división el instante en el que se alcanza Frz_{max} se calculó:

- **Fuerza de reacción vertical media de apoyo Fase I (F_{MD-FI}):** se calcula realizando el sumatorio de fuerzas desde el inicio del apoyo hasta Frz_{max} entre el número de registros en ese periodo.
 - **Fuerza de reacción vertical media Fase II (F_{MD-FII}):** se calcula realizando el sumatorio de fuerzas desde Frz_{max} hasta el instante de despegue del pie entre el número de registros en ese periodo.
 - **Ratio fuerza media por fases (F_{MD-FI}/F_{MD-FII}):** relación (%) establecida entre el valor de la Fuerza media en la Fase I (F_{MD-FI}) y el valor de la Fuerza media en la Fase II (F_{MD-FII}).
- **Impulso vertical por apoyo (I):** el impulso registrado en cada apoyo se calcula multiplicando la Fuerza media (F_{MD}) del apoyo completo del atleta por el tiempo de apoyo (T_{ap}). Se expresa en $N \cdot s^{-1}$. Teniendo en cuenta la definición de la Fase I y Fase II del apoyo se calcularon:
- **Impulso Fase I (I_{FI}):** se calcula multiplicando la fuerza media (N) calculada en FI por el tiempo de duración de la Fase I.
 - **Impulso Fase II (I_{FII}):** se calcula multiplicando la fuerza media (N) calculada en FII por el tiempo de duración de la Fase II.
 - **Ratio impulso por fases (I_{FI}/I_{FII}):** relación (%) establecida entre el valor del Impulso Fase I (I_{FI}) entre el valor del Impulso Fase II (I_{FII}).
- **Fuerza de reacción vertical máxima por área (Frz_{maxA1} ; Frz_{maxA2} , etc.):** en cada apoyo, las plantillas instrumentas GebioMized® exponen el registro integrado del pico de fuerza de reacción vertical máximo de 6 áreas definidas (Figura 41):
- **Área 1:** Área posterior del talón.
 - **Área 2:** Área del arco plantar.
 - **Área 3:** Área interna del metatarso.
 - **Área 4:** Área media del metatarso.
 - **Área 5:** Área externa del metatarso.
 - **Área 6:** Área de la puntera del pie.

Figura 41. Áreas de valoración de la planta del pie definidas en la plantilla GebioMized®. (Recuperado de: <http://gebiomized.de/en/bikefitting/contact-points/contact-point-foot/>).

En la fase experimental 2 no se pudieron hacer los análisis por zonas ya que el modelo de plantillas del sistema de Medición de Presión Plantar F-Scan (Tekscan, Boston, MA, EEUU) modelo 3000E no tiene definida la opción de registro por zonas.

Sin embargo, además de las citadas anteriormente, con el sistema de Medición de Presión Plantar F-Scan (Tekscan, Boston, MA, EEUU) se pudieron obtener otras tres variables:

- **Área máxima de apoyo (A_{MaxA}) (m^2):** valor de la superficie máxima (m^2) apoyada por el pie del atleta en cada uno de los apoyos.
- **Desplazamiento del centro de presiones (D_{COP}) (m):** valor de la distancia de desplazamiento (m) del centro de presiones (COP) del pie en cada apoyo.
- **Velocidad media del COP (V_{MD-COP}) ($m \cdot s^{-1}$):** valor medio de la velocidad ($m \cdot s^{-1}$) de desplazamiento del COP en la fase de apoyo del pie del atleta con el suelo.

3.6.2. Variables cinemáticas

- **Calculadas a partir de los registros con las plantillas instrumentadas.**
- **El tiempo de apoyo (T_{ap}):** Tiempo (s) durante el cual el pie del atleta permanece en contacto con el suelo fue calculado a partir del primer instante en el que el valor de fuerza registrado por las plantillas era mayor que 100 N y finalizaba con el primer instante en el que el valor de fuerza era inferior a 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).

En el caso del tiempo de apoyo, se realizó un cálculo de subfase partiendo del instante en el que el atleta alcanza el valor de Fuerza de reacción vertical máxima (Frz_{max}). El apoyo se dividió por tanto en dos fases:

- **Fase I.** Periodo comprendido entre el inicio del apoyo del pie del atleta con el suelo (primer instante en el que el valor de fuerza era inferior a 100 N) hasta el instante en el que alcanza Frz_{max} .
- **Fase II.** Periodo comprendido desde el instante en el que se alcanza la Frz_{max} hasta el instante de despegue del pie del suelo (primer instante en el que el valor de la fuerza vertical es inferior a 100 N).

Esta división en fases fue utilizada para calcular dos tiempos durante el apoyo:

- **Tiempo de apoyo - Fase I (T_{ap-FI}):** Tiempo (s) registrado desde el apoyo del pie del atleta con el suelo (primer instante en el que el valor de fuerza era inferior a 100 N) hasta el instante en el que alcanza Frz_{max} .
- **Tiempo de apoyo - Fase II (T_{ap-FII}):** Tiempo (s) registrado desde el instante en el que la gráfica F-T del apoyo del atleta alcanza Frz_{max} hasta el instante de despegue del pie del suelo (primer instante en el que el valor de la fuerza vertical es inferior a 100 N).
- **Ratio tiempo de apoyo por fase (T_{ap-FI}/T_{ap-FII}):** Relación (%) establecida entre el valor del Tiempo de apoyo - Fase I (T_{ap-FI}) entre el Tiempo de apoyo - Fase II (T_{ap-FII}).
- **Tiempo de vuelo (T_v):** Tiempo (s) durante el cual ambos pies del atleta se encuentran en el aire. Se calculaba desde el primer instante, tras el tiempo de contacto, en el que el valor de fuerza registrada es inferior a 100 N y finaliza en el primer instante en el que el valor de la fuerza es superior a 100 N, previamente al contacto del pie del atleta con el suelo.
- **Ratio tiempo de apoyo y tiempo de vuelo (T_{ap}/T_v):** Relación (%) establecida entre el valor del T_{ap} (s) y el T_v (s).
- **Tiempo de zancada (T_z):** Tiempo que transcurre (s) desde que un pie se despegaba del suelo, hasta que se despegaba el contrario. Se calculaba sumando el valor de T_{ap} (s) y el T_v (s).
- **A partir de los registros de la velocidad instantánea de desplazamiento con el sistema láser.**

Del registro de la velocidad instantánea (V) de desplazamiento en función de la distancia y el tiempo medido con el sistema laser, se definieron las siguientes variables a calcular:

- **Velocidad Máxima ($V_{\max}$):** valor máximo de la velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) de desplazamiento del atleta registrado en la carrera. Se localiza a partir del registro de velocidad del sistema láser. A partir de este dato se calcula:
 - **Tiempo hasta la $V_{\max}$ ($T-V_{\max}$):** instante temporal (s) de carrera en el que el atleta alcanza el valor de $V_{\max}$. Se localiza a partir del registro de velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) frente al tiempo (s) del sistema láser.
 - **Localización de la $V_{\max}$ ($D-V_{\max}$):** localización espacial (m) en la carrera en la que el atleta alcanza el valor de $V_{\max}$. Se localiza a partir del registro de velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) frente al desplazamiento (m) del sistema láser.
 - **Tiempos inicio $\%V_{\max}$:** se localiza el instante temporal (s) en el que el valor de la velocidad de desplazamiento del atleta alcanza, tras el inicio de la carrera, los porcentajes del 50%, 60%, 70%, 80% y 90% respecto a $V_{\max}$. Se localiza a partir del registro de velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) frente al tiempo (s) del sistema láser y del valor de $V_{\max}$.
 - **Tiempos final $\%V_{\max}$:** se localiza el instante temporal (s) en el que el valor de la velocidad de desplazamiento del atleta desciende, tras superar el instante de velocidad máxima de carrera, los porcentajes del 90%, 80%, etc. respecto a $V_{\max}$. Se localiza a partir del registro de velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) frente al tiempo (s) del sistema láser y del valor de $V_{\max}$.
 - **Tiempo total $\%V_{\max}$:** se calcula el tiempo total (s) en que el atleta permanece en la carrera por encima de un porcentaje determinado respecto a su $V_{\max}$. Se calcula a partir del registro de velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) frente al tiempo (s) del sistema láser y del valor de $V_{\max}$.
- **Velocidad media por tramo de 10 m (V_{m0-10} , V_{m10-20} , $V_{m20-30}\dots$).** Dividiendo la distancia total de carrera en tramos de 10 m se calcula la velocidad media ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) en

cada tramo (Velocidad media tramo 0-10 m (V_{m0-10}), velocidad media en el tramo 10-20 m (V_{m10-20}), etc). Se calcula a partir del registro de velocidad ($m \cdot s^{-1}$) frente al tiempo (s) del sistema láser.

3.7. Análisis Estadístico.

Todos los datos medidos con el sistema láser y con los sistemas de plantillas instrumentadas fueron exportados y ordenados en hojas del cálculo del programa Excel 2013 de Microsoft Office®. En dichas hojas de cálculo se definieron las variables indirectas que debían ser calculadas a partir de los datos directos registrados por los sistemas de medición. En todos los casos se calcularon los estadísticos descriptivos: Media, Desviación Típica, Máximo, Mínimo y Rango.

Para el cálculo de tendencias de las curvas se calcularon regresiones lineales definidas por el resultado de su R^2 y por las ecuaciones de regresión lineal del tipo $y = ax + b$.

La normalidad de los conjuntos de datos fue comprobado previamente con la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (K-S). Para el cálculo de diferencias entre los conjuntos de datos se aplicaron análisis de varianza (ANOVA) con la aplicación de los post hoc de Tukey y Bonferroni. Se calculó el coeficiente de variación en porcentaje (%CV) para conocer la reproducibilidad intra sujeto, siguiendo la fórmula: $\%CV = SD / \text{promedio} \times 100$. El análisis de la reproducibilidad test-retest se calculó mediante el ICC y el alfa de Cronbach. En todos los casos, el valor de significación mínimo se estableció siempre que $p < 0.05$.

Todos los estadísticos fueron desarrollados utilizando el paquete estadístico SPSS (versión 20.0, SPSS Inc, Chicago, IL, EEUU).

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

En el siguiente apartado procederemos a exponer los resultados obtenidos del análisis de nuestros datos en relación con los objetivos marcados, junto con la discusión de los mismos. Se ha decidido presentarlos de forma conjunta con la discusión con el fin de mejorar la exposición y comprensión del desarrollo del estudio.

Se empezará exponiendo las aportaciones y las posibilidades de cálculo de variables que ofrecen los registros con plantillas y posteriormente con el sistema láser, incluyendo resultados propios obtenidos en las tomas de datos realizadas. Se continuará con los aspectos positivos y negativos que presenta la utilización de estas herramientas. También se indicarán recomendaciones basadas en nuestra experiencia y en la revisión bibliográfica para la mejor utilización de estas herramientas. Posteriormente se tratará de establecer relaciones con referencias de la literatura para finalmente exponer las posibilidades de futuro que pueden ofrecer.

Por último, como ejemplo de las posibilidades de análisis que ofrecen las metodologías desarrolladas en este trabajo, se expondrán unas aplicaciones prácticas referidas al análisis de las zonas de presión en el pie del atleta durante la prueba de 100 m, la diferenciación de las fases de carrera y la determinación de diferencias entre los tramos de carrera en función de variables dinámicas y cinemáticas.

4.1. Análisis de la carrera de 100 m con plantillas instrumentadas.

En este apartado se exponen los registros que se extraen de una medición con plantillas: variables, aspectos positivos y negativos de su utilización, recomendaciones de utilización, análisis de resultados más relevantes y aplicaciones futuras.

4.1.1. Mediciones y variables extraídas de registros con plantillas instrumentadas.

En los análisis dinámicos llevados a cabo en pruebas de velocidad, uno de los focos de interés desde el ámbito científico y del entrenamiento es la importancia de las fuerzas horizontales y verticales aplicadas durante la carrera por el atleta y su relación con el rendimiento. Pese a este interés, no hemos encontrado hasta la fecha registros de fuerza vertical aplicada por el atleta durante toda la carrera de 100 m lisos. En las figuras 42 y 43 exponemos dos ejemplos propios de registro que ofrecen las plantillas instrumentadas para conseguir esta información.

Estos registros pueden considerarse novedosos y abren el camino a la discusión sobre su utilidad, su aplicabilidad y las perspectivas de mejora en el ámbito del análisis de esta prueba atlética.

Como se puede observar, la plantillas permiten un registro claro de las fuerzas verticales que aplica el corredor en todos los apoyos de la carrera. A continuación, se exponen las posibles variables de análisis que nos ofrecen el registro de la fuerza de reacción vertical por medio de plantillas instrumentadas.

Figura 42. Gráfica de fuerzas de reacción vertical del suelo (N) de todos los apoyos registrados en una carrera de 100 m liso con el sistema Gebiomized ®

Figura 43. Gráfica de fuerzas de reacción vertical del suelo (N) de todos los apoyos registrados en una carrera de 100 m liso con el sistema F-Scan®

Variables dinámicas calculadas a partir de los registros con plantillas instrumentadas.

Como principales variables dinámicas que podemos calcular en todos los apoyos tenemos la $Fr_{Z_{max}}$ en cada apoyo y el I (Figura 44).

Figura 44. Localización e identificación de las variables dinámicas fundamentales en las gráficas de plantillas instrumentadas.

Debemos señalar que para el cálculo del impulso vertical se tiene en cuenta únicamente valores que estén por encima del peso del deportista.

Otra variable que se puede calcular a partir de estos registros es la F_{MD} durante el apoyo. Necesitamos establecer de forma precisa el T_{ap} del corredor y a partir de localizar el instante de toma de contacto y el instante de despegue calcularemos la media de todos los registros de fuerza del sujeto en ese tiempo.

En la Figura 45 se exponen variables complementarias interesantes a analizar en los registros de fuerza de reacción vertical con plantillas instrumentadas.

Figura 45. Otras variables dinámicas de posible utilidad para el análisis de la carrera de 100 m basándose en registros con plantillas instrumentadas.

- El I se puede dividir en función del instante de consecución de la Frz_{max} : Durante el apoyo del corredor con el medio se definen dos fases en función del comportamiento de la fuerza de reacción anteroposterior, la fase de frenado y la fase de impulsión (Maulder, 2005). En el caso de contar solamente con el registro vertical, no sería posible esta división, pero una propuesta que realizamos es la división del impulso en dos fases en función del instante en el que se alcanza la Frz_{max} . Así podremos definir:
 - IFI. Impulso mecánico calculado desde el instante de toma de contacto del pie del corredor hasta el instante de Frz_{max} .
 - IFII. Impulso mecánico calculado desde el instante de alcance de Frz_{max} hasta el instante de despegue del pie del medio.

La posible utilidad de estas variables queda a expensas de la realización de estudios en los que se utilicen estas variables propuestas.

Debemos reiterar que los registros con plantillas son insuficientes para definir e identificar la fase de frenado y la fase de impulsión en el apoyo. Mediante variables cinéticas, todos los autores han empleado las fuerzas horizontales para este cometido (Bezodis et al., 2008; Čoh y Kampmiller, 2002, citado en Ciacci et al., 2010; Mero y Komi, 1986; Mero et al., 1992; Mero y Komi, 1994), estableciendo como punto de corte el instante en el que las fuerzas horizontales cambian de signo. El criterio que proponemos no es para el análisis de esta fase de frenado y de impulsión aunque pudiera tener alguna relación con estas.

- **Gradiente de carga.**- Se trata de analizar la pendiente de carga. Esta variable relaciona la magnitud de la carga con el tiempo empleado en producir un incremento de esta desde 50 N hasta 50 N mas el peso del cuerpo. La unidad de medida es el $\text{N}\cdot\text{s}^{-1}$ o con datos normalizados al peso del atleta $\text{BW}\cdot\text{s}^{-1}$ (Ferro, 2001). En el caso específico de los registros con plantillas el límite inicial de 50 N puede ser un problema en función de las plantillas utilizadas. Los valores de fuerza de reacción vertical registradas en algunas ocasiones, aún en fase de vuelo, no descienden por debajo de 50 N por lo que recomendamos ajustar este límite inferior en función de los registros conseguidos. Una opción es incrementar este nivel inicial a 100 N y posibilitar el análisis de esta variable con una modificación metodológica.
- **Gradiente de descarga.**- Mide la pendiente de la carga en relación al tiempo cuando esta desciende del valor de 50 N mas el peso del cuerpo y se mide hasta que el valor registrado alcanza el valor de 50 N (Ferro, 2001). Proponemos la misma adaptación que en el caso anterior con los registros con plantillas instrumentadas. El cálculo se realizaría

desde el instante en que se alcanzara el valor de 100 N mas el peso del cuerpo y alcanzaría hasta que el registro llegara a los 100 N.

Variables cinemáticas calculadas a partir de los registros con plantillas instrumentadas.

Con los registros de las plantillas también podemos obtener variables cinemáticas temporales. Su localización en la gráfica f-t se expone en la Figura 46.

Figura 46. Variables cinemáticas temporales calculadas a partir de la curva f-t registrada con plantillas instrumentadas (F-Scan®).

El criterio de establecimiento del valor de fuerza a partir del cual establecer el apoyo del corredor es clave para optimizar este resultado. En diferentes estudios con plataformas de fuerza se ha observado la utilización de valores de 50 N como criterio de identificación del

instante inicial de apoyo. En el caso de las plantillas esto puede suponer un problema debido a que en muchas ocasiones, más comúnmente en el sistema Gebiomized®, el registro supera los 50 N incluso en la fase aérea del pie. Por este motivo decidimos establecer este valor en 100 N consiguiendo resultados de medición adecuados en función de los datos que se ofrecen en la literatura especializada.

Debemos indicar que las altas frecuencias de muestreo (Gebiomized® 200 Hz; F-Scan® 1000 Hz) otorgan a las plantillas una muy alta sensibilidad, por lo que optimizando el punto establecido como criterio para establecer el inicio y final del apoyo, los cronometrajes de estas variables tendrían una alta validez.

Con este criterio y la división de la fase de apoyo en Fase I y Fase II en función del instante de alcance de Frz_{max} se definen como posibles variables de estudio: el T_{ap} , el T_{ap-FI} , el T_{ap-FII} , el T_v y el T_z .

La división del T_{ap} en el T_{ap-FI} y el T_{ap-FII} arrojó resultados estadísticamente significativos en el posterior análisis por tramos de carrera por lo que creemos interesante y útil la introducción de estos tiempos para el análisis del deportista.

Como hemos expuesto las plantillas instrumentadas pueden ser una herramienta útil para obtener datos dinámicos y cinemáticos de la prueba de 100 m lisos. Como punto determinante para su utilización vamos a exponer los aspectos positivos y negativos que actualmente tiene la utilización de esta herramienta de medición.

4.1.2. Análisis de los resultados obtenidos con plantillas instrumentadas.

El análisis de la dinámica de aplicación de fuerzas por el corredor de 100 m durante la prueba sigue siendo un reto de futuro. Es señalado en la literatura que en las pruebas de velocidad, generalmente, las fuerzas verticales registradas en la fase de contacto son mayores que las fuerzas horizontales (Mero et al., 1992); si bien está claro que las fuerzas horizontales presentan mejores correlaciones con la aceleración y con la velocidad máxima de carrera (Brughelli, Cronin y Chaouachi, 2011; Morin, Edouard y Samozino, 2011; Morin et al., 2012) el análisis de las fuerzas verticales también se ha realizado (Kluitenberg et al., 2012; Nilsson y Thorstensson, 1989; Rabita et al., 2015) y es necesario comprobar su contribución en el rendimiento del atleta en esta prueba. Para lograr este objetivo las plantillas instrumentadas pueden proporcionarnos el registro de las mismas durante toda la prueba. Aunque deberemos tener en cuenta la validez y la fiabilidad de las plantillas, puesta en duda en varias publicaciones específicas.

Todas las conclusiones realizadas sobre el análisis dinámico de las carreras de velocidad han sido extraídas de estudios realizados con plataformas de fuerzas en los que únicamente se ha logrado registrar un número reducido de apoyos durante la totalidad de la carrera. Cabe destacar en este sentido el trabajo realizado por Rabita et al. (2015) que lograron analizar las fuerzas de reacción con un sistema de plataformas dinamométricas de una longitud total de 6.60 m (Figura 47).

El sistema estaba formado por 6 plataformas piezoeléctricas Kistler ® en serie que registraron la fuerza a 1000 Hz. Para tomar diferentes distancias de la carrera el punto de salida fue moviéndose desde la prueba inicial, en la que los tacos se colocaban sobre las plataformas hasta desplazar la salida del atleta a distancias progresivamente más alejadas de la zona de registro (10, 15, 20, 30 y 40 m). Este es, hasta la fecha, el análisis dinámico de mayor calidad de los registros por la utilización de plataformas de fuerzas aunque sigue teniendo la

limitación del número de apoyos registrados. En cada zona se registraron entre 5 apoyos, ensayo con los tacos sobre las plataformas, y 2 apoyos, ensayo desde 40 m.

Figura 47. Registro de fuerzas de reacción vertical (F_z), anteroposterior (F_y) y lateral (F_x) (N) obtenidas en los ensayos desde diferentes distancias de salida lo que corresponde con las siguientes localizaciones de las plataformas: (a) ensayo 10 m. Zona 1 (-1.4 – 5.2 m; = corresponde a la línea de salida), (b) ensayo 15 m. Zona 2 (4.6-11.2 m); (c) ensayo 20 m: Zona 3 (12.4-19.0 m); (d) ensayo 20 m: Zona 4 (22.4-29.0 m); (e) ensayo 30 m: Zona 5 (32.4-39.0 m) (Rabita et al. (2015))

Pese al valor que tiene esta contribución de Rabita et al. (2015), debemos señalar que las diferentes tomas de los diferentes tramos son de carreras diferentes. Sin embargo, las plantillas utilizadas en el presente trabajo pueden registrar la totalidad de impactos verticales de la carrera en una única realización.

Las plantillas instrumentadas aportan la posibilidad del registro de todos los apoyos pero tiene una limitación muy importante. Actualmente las plantillas instrumentadas únicamente registran la componente vertical de la fuerza de reacción (F_{rz}), sin posibilidad de tener una medición de la componente antero-posterior. Para superar este hándicap autores como Chumanov, Remy y Thelen (s.f.), Cordero, Koopman y Van der Helo (2004), Fong et al. (2007), Fong et al. (2008b) o Samozino et al. (2015), han desarrollado herramientas para

cuantificar las fuerzas antero-posteriores de manera indirecta. Pese a ello la única manera precisa de cuantificar las fuerzas anteroposteriores es con plataforma de fuerzas.

Las plantillas, a pesar de esta limitación, son capaces de cuantificar la fuerza de reacción vertical (Frz) de todos los apoyos realizados por el deportista durante la carrera completa de 100 metros y en la propia pista de competición, aspecto que no hemos encontrado en ningún estudio realizado hasta la fecha.

Aunque por si sola, la fuerza de reacción vertical no alcance resultados estadísticamente significativos con el rendimiento durante la fase de aceleración (Rabita et al., 2015), es preciso indicar que las fuerzas verticales registradas en cinta con plataforma de fuerzas, alcanzaron correlaciones significativas con la velocidad máxima del atleta registrada en la pista (Morin et al, 2011; Morin et al, 2012). También se ha señalado en la literatura que las fuerzas verticales, aplicadas durante las carreras de velocidad, son necesarias para mantener un tiempo de vuelo adecuado para reposicionar las extremidades inferiores en la fase de vuelo (Weyand et al., 2000) y ayuda a mantener una alta frecuencia de zancada una vez la fatiga va apareciendo (Hunter et al., 2004a).

Debemos recordar que el objetivo del presente trabajo no es discernir la importancia o relevancia de las fuerzas verticales sino analizar la posible aplicación de las plantillas para mejorar los análisis dinámicos de los 100 m lisos con el fin de encontrar posibles aplicaciones prácticas en el camino de intentar identificar fases diferentes en la carrera en función de la evolución de los valores registrados.

Como se ha señalado en el marco teórico, en las mediciones de todas las plantillas los resultados son significativamente distintos a los proporcionados con las plataformas de fuerzas, lo que implica una baja validez de los registros de fuerza que obtenemos con las plantillas instrumentadas. Pese a este problema de validez, diferente en función del modelo de plantillas utilizado y la estandarización y duración de la toma de datos, es actualmente la única metodología para acercarnos a un conocimiento global de todos los apoyos realizados por el corredor de 100 m.

Respecto a la diferencia de resultados entre las plantillas instrumentadas y las plataformas de fuerzas, Low y Dixon (2010) achacan las diferencias identificadas en su estudio (entre el 39.94 y el 57.3%) al hecho de que los vectores medidos con plantillas son distintos a la fuerza vertical registrada con la plataforma de fuerzas. En todo caso, y recalcando que hace falta más investigación al respecto, la mayoría de estudios apuntan a que las plantillas subestiman los datos de fuerza, pero la estructura de la gráfica de la f-t es semejante a las adquiridas con plataformas de fuerzas o cintas instrumentadas (Figura 48).

Figura 48. Registros de de fuerza de reacción vertical en carreras de velocidad (A) Corredor evaluado en cinta instrumentada AMTI (Watertown, MA) a 1000 Hz (Clark y Weyand, 2014); (B) datos propios con plantillas instrumentadas F-Scan® a 200 Hz.

Una de las necesidades que plantean los autores es la de mantener una adecuada calibración de las plantillas (El Kati et al, 2010; Hsiao et al., 2002; Hurkmans et al, 2006; Low y Dixon, 2010). Como se ha comentado, en nuestro caso las plantillas eran calibradas antes de comenzar la primera carrera. Tras ella el atleta descansaba, y tras el descanso realizaba la segunda serie. Todos los autores que reportan la necesidad de recalibrar la plantilla emplean

protocolos con una duración relativamente larga, a lo largo de la cual van aumentando las diferencias existentes entre las medidas proporcionadas por las plantillas y las proporcionadas por la plataforma de fuerzas.

En el caso del presente estudio, los atletas realizaban dos carreras de unos 13 segundos como mucho, con un descanso entre ellas, lo cual parece una duración asumible con tan solo una calibración inicial. Además, Crea et al. (2014) no aconseja una carga aplicada en las plantillas durante un periodo largo de tiempo. Podemos ver por ejemplo como en Vetter et al. (2004), donde se emplean las plantillas GebioMized®, hacen pruebas con una duración muy corta, tan sólo saltos con sus respectivos aterrizajes. Las diferencias entre plantillas y plataformas de fuerzas son de tan sólo el 9% en el peor de los casos. Parece por tanto que una de las causantes de esas grandes diferencias observadas en la literatura sean las excesivas duraciones de las pruebas que se llevan a cabo en las mismas.

También con respecto a la duración de la toma de datos por sujeto, vemos en El Kati et al. (2010) que las plantillas sufrieron una deformación importante a lo largo de una carrera de 23 minutos, lo que confirma la falta de precisión de este instrumento para este tipo de pruebas. Se confirma entonces que a día de hoy, no parece recomendable la utilización de plantillas instrumentadas en ensayos de larga duración.

Hsiao et al. (2002) observó que las F-Scan® de Tekscan® eran muy fiables cuando la superficie de contacto era suave y cuando la presión de calibración y la presión aplicada eran comparables. No aconseja su uso a partir de 535kPa, y las considera muy fiables con medidas de 50 kPa. Un atleta de 100 kg en estático rondaría los 52 kPa, y puesto que sabemos que en carreras de velocidad la fuerza vertical puede llegar a los 5 BW (Payne, 1983; Mero et al., 1992; Mero y Komi, 1986), esta quedaría en unos 250 kPa, teniendo un margen amplio hasta llegar a los 535 kPa que aconsejan Hsiao et al. (2002).

Respecto a las variables dinámicas calculadas con los registros de las plataformas podemos observar la evolución de la Frz_{max} en la carrera de 100 m (Figura 49) extraída de los registros de los 5 atletas de la Fase experimental 1 con las plantillas Gebiomized a 200 Hz.

Figura 49. Valores de fuerza de Frz_{max} por apoyo durante toda la carrera de 100 m lisos. Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz).

Respecto a la evolución de Frz_{max} en función de los apoyos de la carrera observamos que su valor va aumentando conforme avanza la carrera, hasta llegar aproximadamente al apoyo 20. Una vez llegado ese apoyo, los valores de fuerza experimentan una estabilización, solo perturbada por algún pico de fuerza aislado. Para analizar los datos con mayor detalle, los dividimos en dos partes, la primera desde el inicio de la carrera hasta el apoyo 20 (Figura 50) y la segunda desde el apoyo 20 hasta el final de la carrera (Figura 51). En ambas gráficas se calculó la ecuación de regresión lineal y el R^2 .

Figuras 50 y 51. Rectas de regresión de la evolución de Frz_{max} en los primeros 20 apoyos de carrera (izquierda) y tras ese apoyo 20 (derecha) (Toma datos 1, n=5, Gebiomizad 200 Hz)

Si nos fijamos en los valores de R^2 , podemos observar como en el primer tramo, hasta el apoyo 20, el valor ($R^2=0.962$) es muy cercano a 1 (Figura 50) lo que significa un aumento casi lineal de la Frz_{max} . Sin embargo, en la segunda gráfica (Figura 51) vemos que R^2 se encuentra esta vez mucho más cerca de cero ($R^2=0.177$), lo que nos indica el no ajuste a una evolución lineal de la fuerza en este periodo. Esta observación nos condujo al análisis que posteriormente desarrollamos sobre la identificación de fases en la carrera en función de otras variables que no fueran únicamente V. En función del comportamiento de Frz_{max} se pueden derivar dos fases. Una primera de incremento lineal ($R^2=0.962$) y un gran incremento de la fuerza de reacción vertical (*inclinación de la recta de regresión* $a = 41.04$) hasta el apoyo 20; y una segunda, con mayor dispersión en los perfiles ($R^2=0.177$), de desarrollo de los deportistas y estabilización de los valores (*inclinación de la recta de regresión* $a = 4.88$).

Algo parecido ocurre con F_{MD} , tal y como podemos ver en la figura 52. Observamos nuevamente como los valores de F_{MD} van aumentando hasta aproximadamente el apoyo 20, momento en el que se estabilizan las fuerzas hasta el final de la carrera.

Figura 52. Valores de fuerza de F_{MD} y barras de desviación (SD) por apoyo durante toda la carrera de 100 m lisos. Fase experimental 1 ($n=5$), plantillas Gebiomized (200 Hz).

En relación a las fuerzas verticales, sólo hemos encontrado un estudio que señalara descensos en las mismas en los últimos 50 m de carrera (Girard et al., 2016), algo que, merced a nuestros resultados, no podemos corroborar.

Respecto a las variables cinemáticas calculadas por medio de las plantillas podemos observar la evolución del T_{ap} del deportista durante la prueba completa (Figura 53).

Figura 53. Evolución del T_{ap} (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz)).

En el caso de la toma de datos de la segunda muestra de chicos de alto rendimiento (n=5) los datos de apoyo fueron un poco superiores (Figura 54).

Figura 54. Evolución del T_{ap} (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 2 (n=5), plantillas F-Scan (1000 Hz)).

Podemos observar como los T_{ap} disminuyen desde el principio de la carrera hasta llegar a sus cifras más bajas entre los apoyos 15-17, para después aumentar ligeramente al finalizar la prueba. Como afirman varios autores (Brocherie et al., 2015; Girard et al., 2011a; Morin et al., 2006), la fatiga hace que la capacidad de rebote en el suelo de los atletas vaya perdiendo eficiencia aumentando con ello la duración de los apoyos. Nuestros resultados concuerdan totalmente con los hallazgos de estos autores.

Observamos respecto al T_v que aumenta a medida que el atleta va ganando velocidad hasta que se estabiliza aproximadamente a la altura del apoyo 20 (Figura 55). En la literatura consultada, se han registrado tiempos de entre 50 y 90 ms para el vuelo tras el primer apoyo y de entre 40 y 90 ms tras el segundo (Atwater, 1982; Balsevich, 1989; Mero, 1988; Mero y Komi, 1990; Murphy, Lockie y Coutts, 2003), en línea con los valores registrados en nuestra muestra. Para el resto de la carrera se observaron en Hunter, Marshall y McNair (2004b)

tiempos registrados entre los 102 y los 121 ms. En el presente estudio los atletas no superaron los 102 ms hasta la octava zancada. Además, a partir del vuelo tras el apoyo 15-17, todos los valores superan la duración de 121 ms. También podemos observar como a partir del apoyo 37, prácticamente todos los T_v superan los 130 ms. Este aumento de los tiempos de vuelo durante el segundo tramo de la carrera está totalmente en concordancia con el señalado por Girard et al. (2016).

Figura 55. Evolución del T_v (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz)).

Si comparamos la duración del T_{ap} frente al T_v (Figura 56) se observa como en los primeros metros, el atleta utiliza largos T_{ap} con T_v muy escasos debido a la falta de velocidad. Sin embargo, conforme esta va aumentando, disminuyen los T_{ap} y aumentan los T_v . Como observaron Čoh et al. (2007a), la estructura biomecánica de los dos primeros apoyos es diferente al resto en esta variable, aunque también lo son las posteriores, hasta, aproximadamente, el apoyo 8, donde los cambios comienzan a ser menos bruscos que en los apoyos anteriores. En Čoh, et al. (2006) es en el noveno apoyo donde el T_{ap} (103.40 ± 5.22

ms) comenzó a ser más corto que el T_v por primera vez en la carrera. Aquí podemos observar que sucede aproximadamente el mismo fenómeno (0.103 ± 0.019 s y 0.112 ± 0.009 s, respectivamente). También coinciden estos datos con los de Čoh y Tomažin (2006), que observaron que en la octava zancada los T_{ap} y los T_v se igualaban, en base a lo cual dividieron la aceleración en dos fases.

Figura 56. Evolución del T_v (s) frente al T_{ap} (s) del corredor durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), plantillas Gebiomized (200 Hz)).

4.1.3. Aspectos positivos, negativos y recomendaciones de uso de las plantillas instrumentadas.

En este apartado conjuga el conocimiento fruto de la experiencia de utilización de esta herramienta y el análisis de su uso en las fuentes bibliográficas utilizadas.

- *Aspectos positivos de la utilización de plantillas instrumentadas para el análisis de la carrera de 100 m.*
 - Único sistema de medición dinámica de la carrera completa del corredor de 100 m. Posibilita el registro de todos los apoyos del corredor.
 - Herramienta de campo que puede ser utilizada en la propia pista de entrenamiento sin una gran interferencia con las condiciones normales de realización del deportista.
 - Envío de datos inalámbrico.

- *Aspectos negativos de la utilización de plantillas instrumentadas para el análisis de la carrera de 100 m.*
 - Imposibilidad de medición del componente anteroposterior de la fuerza de reacción del medio durante la carrera.
 - Medición subestimada frente a los valores que pudiéramos obtener con plataformas de fuerzas (El Kati et al., 2010; Hsiao et al., 2002; Hurkmans et al., 2006; Low y Dixon, 2010). En este sentido se hacen necesarios estudios específicos por modelos que determinen si es un error aleatorio o sistemático de las plantillas y si existen ecuaciones de ajuste para optimizar el registro por medio de las plantillas.

Recomendaciones de utilización de las plantillas para optimizar su registro:

- Escoger un **modelo de plantillas que esté diseñado para la evaluación deportiva**. Las plantillas generalmente están diseñadas para el análisis de la marcha humana y son muy finas lo cual puede producir su deterioro inmediato al realizar una actividad con tanto impacto como es la carrera de velocidad. Fijarse en el grosor de la plantilla.
- **Recalibrar las plantillas en todas las mediciones**. Realizar sucesivas mediciones sin calibrar acumula error en la medición.
- **Realizar mediciones de corta duración**. Si se pretende medir realizaciones de una amplia duración debemos tener en cuenta que se acumula igualmente error con el tiempo de adquisición de datos.
- **Estudiar los resultados que van a ofrecer las plantillas** y están diseñados por el software del fabricante para ser visualizados y exportados por medio de su software específico. Las plantillas Gebiomized® permiten la diferenciación de zonas del pie pero algunos modelos de F-Scan® no tienen incorporada esta opción.
- **Ajustar al máximo los cables que acompañan a las plantillas y transmiten los datos a la petaca que lleva el deportista en la cintura**. Se recomiendan gomas elásticas que ajusten estos cables al cuerpo o una malla externa que cubra todo el equipamiento de las plantillas.

4.2. Análisis de la carrera de 100 m con el sistema láser de medición de la velocidad instantánea de desplazamiento.

En este apartado exponemos los registros que se extraen de una medición con el sistema láser, variables, aspectos positivos y negativos de su utilización, recomendaciones de utilización, análisis de resultados más relevantes y aplicaciones futuras.

4.2.1. Mediciones y variables extraídas de registros con sistema láser.

El sistema láser es una herramienta con una gran precisión para la medición de la velocidad instantánea del atleta. En la Figura 57 se expone un ejemplo gráfico de la velocidad instantánea frente a la distancia registrada con el sistema láser BioLaser Sport ® en una carrera completa de 100 m, y en la figura 58 otro de la velocidad instantánea frente al tiempo

Figura 57. Evolución de la velocidad de desplazamiento ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) del corredor frente a la distancia (m) recorrida durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 (n=5), Laser BioLaserSport®).

Figura 58. Evolución de la velocidad de desplazamiento ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) del corredor frente al tiempo (s) durante la carrera completa de 100 m lisos (Fase experimental 1 ($n=5$), Laser BioLaserSport®).

De las gráficas de velocidad frente al tiempo y frente a la distancia podemos extraer muchas variables cinemáticas específicas:

Una de las variables más interesantes es la V_{max} alcanzada por el atleta en la carrera. Será el valor máximo de la velocidad ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) de desplazamiento del atleta registrado en la carrera. También es muy interesante conocer el instante y lugar en el que el atleta alcanza este valor máximo de velocidad:

- Tiempo V_{max} ($T-V_{\text{max}}$): Instante temporal (s) de carrera en el que el atleta alcanza el valor de V_{max} .
- Localización de V_{max} ($D-V_{\text{max}}$): Localización espacial (m) en la carrera en la que el atleta alcanza el valor de V_{max} .

El conocer la $V_{\max}$ nos permite referirnos a la velocidad en porcentaje respecto a este valor y podemos localizar cuando el atleta alcanza el 50% respecto a su $V_{\max}$, el 60%, 70%, 80% o 90%. También es interesante saber cuánto tiempo de la carrera ha estado por encima de diferentes porcentajes respecto a $V_{\max}$ (Ejemplo: tiempo que el corredor se ha mantenido a una velocidad superior al 95% de su $V_{\max}$). Y de esta misma forma cuanta distancia ha recorrido por encima de un determinado % (Ejemplo: distancia recorrida por encima del 85% de su $V_{\max}$)

La velocidad media por tramo también es posible calcularla a partir de estos registros (Ejemplo: Velocidad media en el tramo de 0-10 m (V_{m0-10})). Otras variables temporales que podemos extraer de estos datos son el tiempo por tramo en valor real (Tiempo real por tramo) y en valor parcial (Tiempo parcial por tramo). Normalmente se dividen los 100 m en tramos de 10 m identificando los tramos con mayor y menor empleo de tiempo por parte del atleta.

4.2.2. Análisis de los resultados obtenidos con el sistema láser.

Un simple vistazo a estas gráficas nos permite ver de forma muy nítida, merced a la alta frecuencia del muestreo (200 Hz), el patrón típico de la dinámica de la velocidad de desplazamiento en una carrera de 100 m con una fase de aceleración, muy marcada al inicio y luego más atenuada, hasta llegar a un valor máximo de velocidad que, tras mantenerse unos metros, tiende a caer ligeramente al final de la carrera.

En la Tabla 6 se expone el instante temporal (s) y la localización espacial (m) del momento en el que cada atleta alcanza su $V_{\max}$ ($m \cdot s^{-1}$) en la Fase experimental 1 ($n=5$) y los datos de los 3 atletas de alto rendimiento de la Fase experimental 2.

Tabla 6. $V_{\max}$ de desplazamiento ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) del atleta en la carrera de 100 m y su localización espacial (m) y temporal (s). (FE1: Fase experimental 1 (n=5); FE2: Fase experimental 2; Laser BioLaserSport®) (V=velocidad; D=distancia; T=tiempo)

T1	Atleta 1	Atleta 2	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	MD $\pm$ SD	Max	Min	Rango
V ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	10.38	10.25	10.03	10.57	10.38	10.32 $\pm$ 0.20	10.57	10.03	0.55
D (m)	49.41	63.31	49.49	26.84	54.19	48.65 $\pm$ 13.44	63.31	26.84	36.47
T (s)	5.79	7.47	5.98	3.55	6.30	5.81 $\pm$ 1.43	7.47	3.55	3.92
T2	Atleta 1	Atleta 2	Atleta 3			MD $\pm$ SD	Max	Min	Rango
V ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	10.31	9.83	10.20			10.11 $\pm$ 0.25	10.31	9.83	0.48
D (m)	56.61	43.46	60.29			53.45 $\pm$ 8.85	60.29	43.46	16.83
T (s)	6.49	5.80	6.99			6.43 $\pm$ 0.60	6.99	5.80	1.19

Vemos como tanto el valor de $V_{\max}$ como los de su meseta posterior, rondaron en la muestra de la Fase experimental 1 los $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, unos $37 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ en todos los sujetos de la muestra. Las velocidades de velocistas de máximo nivel alcanzan y superan los $12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Así, en el Cto del Mundo de Berlín 2009, mediante mediciones realizadas con el sistema laser LAVEG Sport, sabemos que la $V_{\max}$ y la localización espacial de la misma de los tres medallistas fue (Graubner y Nixdorf, 2011):

- Bolt: $V_{\max} 12.34 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ localización: 67.90 m.
- Gay: $V_{\max} 12.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ localización: 55.23 m.
- Powell: $V_{\max} 11.99 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ localización: 53.75 m.

En el Campeonato del Mundo de Daegu 2011 estos mismos datos fueron medidos con el laser LAVEG Sport (IAAF, 2011), los datos de Usain Bolt en primera ronda (1R) y semifinal (SF) fueron:

- Bolt (1R): $V_{\max} 11.64 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ localización: 55.25 m.
- Bolt (SF): $V_{\max} 11.72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ localización: 56.17 m.

La máxima velocidad de nuestra muestra en la Fase experimental 1 fue de $10.57 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y en la segunda muestra $10.31 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ambas lejos de las registradas por las élites mundiales. Los

atletas de la muestra de Nunn-Cearns (2011) alcanzaron, de media, su $V_{\max}$ alrededor de los 60 m en el caso de la final olímpica de 1992, y entre los 60 y los 80 m en el caso de la final del Campeonato Mundial de 2009. Autores como Volkov y Lapin (1979), o Delecluse et al. (1995), observaron que atletas con marcas de entre 12 y 12.5 s en 100 m alcanzan su velocidad máxima entre los 36 y los 40 m. Estos autores afirman que cuanto mejor es el atleta, más tarda en alcanzar su $V_{\max}$. Nuestros datos parecen estar en concordancia con los de los citados estudios aún cuando los atletas de nuestra muestra tenían todos marcas personales inferiores a 11 s.

La localización del instante en el que el atleta alcanza el 50%, 80%, el 90% y el 100% de su $V_{\max}$ se expone en la Tabla 7.

Tabla 7. 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 $V_{\max}$ de carrera (Fase experimental 1).

	50% $V_{\max}$		80% $V_{\max}$		90% $V_{\max}$		100% $V_{\max}$	
	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 m		11.76±0.8 m		23.45±2.1 m		47.53±13.48 m	

Las distancias y tiempos recorridos por los atletas en diferentes porcentajes respecto a $V_{\max}$ fueron calculados en ambas tomas de datos. En la tabla 8 se exponen los datos de distancia que el corredor recorre en los porcentajes comprendidos entre el 90% y el 100% en la Fase experimental 1.

Tabla 8. Distancia (m) que el corredor mantiene su velocidad por encima de valores en porcentaje entre el 90% y el 100% respecto a su $V_{\max}$ de carrera.

Distancia Total % $V_{\max}$ (m)									
	Atleta 1	Atleta 2	Atleta 3	Atleta 4	Atleta 5	Media $\pm$ SD	Max	Min	Rango
100%	5.04	0.48	0.58	0.18	8.72	3.00 $\pm$ 3.38	8.72	0.18	8.54
99%	28.01	37.23	13.31	0.45	25.72	20.94 $\pm$ 12.78	37.23	0.45	36.78
98%	40.02	46.56	34.05	0.53	38.53	31.94 $\pm$ 16.21	46.56	0.53	46.03
97%	53.43	51.49	46.61	26.74	38.96	43.45 $\pm$ 9.73	53.43	26.74	26.69
96%	64.84	60.13	54.85	31.92	51.22	52.59 $\pm$ 11.33	64.84	31.92	32.92
95%	65.37	69.95	56.00	41.29	51.69	56.86 $\pm$ 10.13	69.95	41.29	28.66
94%	70.99	70.43	63.21	41.53	59.91	61.21 $\pm$ 10.71	70.99	41.53	29.46
93%	74.15	74.71	68.44	49.47	60.38	65.43 $\pm$ 9.50	74.71	49.47	25.24
92%	78.46	75.27	71.39	50.68	63.87	67.93 $\pm$ 9.91	78.46	50.68	27.78
91%	79.24	79.24	74.56	68.46	62.72	72.85 $\pm$ 6.43	79.24	62.72	16.52
90%	80.07	80.04	74.51	68.57	71.78	74.99 $\pm$ 4.54	80.07	68.57	11.50

En la figura 59 se exponen los datos de tiempo de carrera que el corredor recorre en los porcentajes comprendidos entre el 90% y el 100% en la Fase experimental 1.

Figura 59. Tiempo (s) en el que el corredor se mantiene durante la carrera por encima de valores comprendidos entre el 90% y el 100% respecto a su $V_{\max}$.

Estos datos, no referenciados en ninguna publicación que hayamos podido encontrar, tienen una información valiosa para el entrenador de cara a definir las capacidades y tipo de esfuerzo que realiza su corredor. No hemos encontrado en la bibliografía ninguna publicación con tal riqueza en su análisis descriptivo que nos viene permitida por el hecho de conocer la velocidad instantánea de cada atleta con una alta frecuencia de muestreo (200 Hz) gracias al láser.

La Velocidad media por tramos de 10 m (V_{m0-10} , V_{m0-20} , etc) se expone en la figura 60.

Figura 60. V_m de desplazamiento ($m \cdot s^{-1}$) por tramos de 10 m en la totalidad de carrera de 100 m lisos.

En nuestra muestra se puede apreciar que es en el tramo entre los 40 y los 50 m donde se alcanza la mayor V_m ($9.93 m \cdot s^{-1}$) y prácticamente se consigue mantener en el tramo de 50 a 60 m. A partir de este tramo observamos una caída mucho más notable en nuestros atletas que en la muestra de elite mundial.

En la figura 61 se exponen los datos de velocidades medias (V_m) por tramo en el caso de los atletas de alto nivel de la segunda Fase experimental. En este caso, al contar con una muestra

de atletas hombre (n=5) y atletas mujeres (n=3), se muestran los datos comparados de ambos grupos en todos los tramos en los que se dividió la carrera.

Figura 61. Velocidad media por tramos comparada entre el grupo de atletas de alto nivel hombres (n=5) y mujeres (n=3). Fase experimental 2.

Los tiempos parciales por tramos (Figura 62) también son un indicativo de la realización del atleta. Se puede observar que tiene una correspondencia directa con la velocidad por tramo. Para el entrenador puede ser mas útil el valor de velocidad media por tramo aunque los dos expongan la misma información.

Figura 62. Tiempo parcial por tramos (T_{PT}) de la Fase experimental 1 ($n=5$).

4.2.3. Aspectos positivos, negativos y recomendaciones del uso del sistema láser.

Pese a ser un sistema que presenta unas condiciones óptimas para la medición, únicamente en 4 casos pudimos completar una medición total de la prueba de 100 m. El problema fundamental, por el cual se perdieron múltiples mediciones, fue que el haz del láser perdió contacto con el cuerpo del corredor al alejarse. Debemos señalar que aunque se calibró el laser a diferentes distancias para comprobar la dirección del mismo, un pequeño movimiento del mismo en el origen provoca desviaciones muy importantes conforme el atleta incrementa la distancia respecto a la localización del sistema laser.

Si realizamos un cálculo sencillo, de la variación vertical del haz del láser por la modificación vertical del ángulo, con cambio de 2° en la dirección del láser en el origen se comprueba que, a una distancia de 10 m la modificación vertical del haz del láser es de 0.35 m, a los 50 m es de 1.74 m y a los 70 m es de 2.44 m.

En la Fase experimental 1 la orientación del láser se realizó con un joystick. El problema esencial es la sensibilidad del movimiento del motor que dirigía la orientación del laser ante el movimiento del propio joystick. Un ligero movimiento del investigador provocaba una gran variación angular en el origen por lo que se perdieron gran cantidad de registros. El equipo investigador que está desarrollando el sistema laser en nuestro país buscó mejorar la sensibilidad del sistema de orientación mediante joystick pero no fue posible superar este problema en la primera toma. En esta Fase experimental 1 no fue posible completar el registro de la carrera completa por lo que varios registros no completaron los 100 metros totales de carrera.

En el caso de la Fase experimental 2 se realizaron las mediciones sin utilizar el sistema basado en el joystick pero volvieron a surgir problemas debido a posibles desviaciones laterales del corredor. Aunque se determinó que el corredor realizase la carrera por una de las líneas entre calles esta situación no solucionó el problema de la perdida de señal a partir de aproximadamente los 60 m de carrera. Una ligera desviación lateral del corredor y la imposibilidad de recalibrar la orientación del láser tras cada toma de datos provocó la imposibilidad de registrar carreras completas de 100 m.

En el caso del sistema láser LAVEG Sport, utilizado por la IAAF en sus análisis realizados en los propios campeonatos del mundo de atletismo, el guiado del láser es manual. Mediante un sistema óptimo (Figura 63) se intenta seguir el recorrido del atleta haciendo incidir el haz del láser sobre su zona lumbar.

Figura 63. Mediciones con el sistema laser LAVEG Sport (Góralczyk et al., 2003)

Creemos que se debe mejorar este aspecto para poder realizar mediciones automáticas del corredor sin depender del posible error humano en el seguimiento del corredor.

A continuación exponemos los aspectos positivos y negativos encontrados al utilizar esta herramienta y que deben ser tenidos en cuenta para futuras mediciones y la optimización del sistema de medición láser.

- *Aspectos positivos de la utilización del sistema láser para el análisis de la carrera de 100 m.*
 - Nos permite tener el registro completo de velocidades de una carrera cada 0.0005 s.
 - Es una herramienta no invasiva, y que puede ser utilizada hasta en algunos de los más importantes eventos atléticos del mundo, hecho difícil de presenciar con otras tecnologías.
 - El sistema básico es de pequeñas dimensiones y puede ser transportado con facilidad y colocado en el propio campo de entrenamiento sin interferir con el deportista.
- *Aspectos negativos de la utilización del sistema láser para el análisis de la carrera de 100 m.*
 - Sólo puede medir las velocidades en distancias rectas. Únicamente aplicable a recorridos lineales.
 - En caso de no contar con un sistema de seguimiento del deportista (Graubner y Nixdorf, 2011) que posibilita que el láser apunte a la región lumbar y no la pierda de vista en todo el recorrido, es muy probable que con una medición manual se pierdan valores a partir de los 60 m.
 - El sistema puede arrojar valores erróneos en caso de que el haz de luz sea cortado por un miembro superior o inferior del atleta.

Recomendaciones de utilización del sistema láser para optimizar su registro:

- En caso de no contar con un sistema de seguimiento **es aconsejable realizar las mediciones a una hora del día, o en un sitio, en el que la intensidad de la luz sea baja**. Una alta intensidad de la luz impide ver el puntero de luz láser y es complicado saber su orientación real durante la medición.
- **Marcar una línea recta de referencia** para que los atletas realicen las pruebas sobre ella evitando, en la medida de lo posible, desviaciones laterales del atleta al correr.
- **Llevar ropa ajustada y de color oscuro**, para que el haz de luz del láser refleje sin problema en la zona deseada.

4.3 Posibilidades futuras del análisis de la prueba de 100 m lisos con plantillas instrumentadas y sistema láser.

Uno de los aspectos más interesantes de cara al futuro sería la posibilidad de sincronizar los datos de plantillas instrumentadas con los datos registrados por medio del sistema láser. Esta sincronización se debería realizar mejorando la tecnología de adquisición de ambas tecnologías, unificando las frecuencias de muestreo e integrando su señal en un software que pudiera ofrecernos directamente la información de ambas herramientas en una misma gráfica (Figura 64).

INFORME PRUEBAS DE VELOCIDAD

		Edad (años)	34	Talla (m):	1,70			
21/12/2013	instalación:	CAR (Madrid)	Prueba:	100 m	Masa (Kg):	67	BMI:	23,18

Figura 64. Ejemplo de sincronización de resultados entre los registros de velocidad instantánea del sistema láser y los registros de fuerza de reacción vertical de las plantillas instrumentadas.

En nuestro caso realizamos un proceso de **sincronización manual** para poder comprobar las posibilidades futuras que aportaría una sincronización automática. Para sincronizar los datos de velocidad y fuerza, comenzamos elaborando la gráfica de fuerza y velocidad frente al tiempo. Puesto que teníamos una referencia de la masa (Kg) de cada atleta, transformamos los datos de fuerza de reacción vertical del atleta expresado en N en datos de fuerza en BW.

Tras este proceso se buscó el primer instante en el que se inicia el primer impulso vertical del atleta. Se hace coincidir ese instante con el inicio del incremento de la gráfica V-t registrada con el sistema láser.

Posteriormente en función de los registros encontrados en la bibliografía (Morin, 2013) se comprobaba que los sucesivos picos de velocidad en la gráfica v-t registrada con el láser se localizara entre dos apoyos consecutivos (Figura 65).

Figura 65. Registros de la fuerza aplicada y la velocidad del atleta en una carrera incremental en cinta instrumentada (figura de Morin, 2013)

Con la sincronización de los registros de ambas herramientas el principal beneficio futuro será la localización espacial de los apoyos del corredor durante el desarrollo de toda la prueba. Se podrá identificar en qué punto concreto se realizan los apoyos pudiendo de ello derivarse el cálculo de variables como:

- **Numero de zancadas y apoyos por tramo de carrera.** Localizando espacialmente cada apoyo se podrá contabilizar el número de apoyos y zancadas por tramo (10 m).
- **Frecuencia de zancada (zancadas·s⁻¹):** Una vez que tenemos el número de zancadas dentro del tramo, calculamos el tiempo que transcurre entre el inicio de la primera y la finalización de la última zancada completa. Al dividir el número de zancadas entre el tiempo empleado en recorrerlas, obtenemos la frecuencia de zancada con una alta exactitud de cálculo.
- **Amplitud de zancada (m):** Mediante la sincronización de ambas tecnologías se podrá identificar de forma exacta el punto de inicio y final de cada zancada de la carrera. Se deberá medir desde el primer instante de contacto del pie del atleta con el suelo hasta el siguiente punto en el que el pie de la otra extremidad tome contacto con el suelo.

En una línea similar de trabajo que la expuesta sobre la sincronización de datos debemos destacar el sistema *StrideSense* (Kuntze et al., 2009). Entre sus componentes para un análisis completo de las carreras de velocidad incluye unas plantillas instrumentadas con las que mide la fuerza vertical de reacción del suelo, tiempos de contacto y tiempos de apoyo. Otro aspecto interesante de este sistema es que va asociado a un software de adquisición y exposición gráfica de los resultados (Figura 66).

Figura 66. Interfaz de visualización de los datos registrados por el sistema *StrideSense* (Kuntze et al., 2009).

Las plantillas desarrolladas utilizan sensores de fuerza resistivos que, según los autores, ofrecen la posibilidad de alcanzar una alta frecuencia de muestreo con una plantilla robusta y flexible (Kuntze et al., 2009). Las plantillas únicamente tienen dos sensores instalados, uno en la parte externa de la zona de los metatarsianos y otro en la zona del dedo gordo.

4.4. Aplicaciones prácticas.

A continuación exponemos tres aplicaciones prácticas que hemos realizado para exponer la aplicabilidad de los datos ofrecidos por estas metodologías para profundizar en el análisis y estudio de esta modalidad atlética.

4.4.1. Análisis de las zonas de presión plantar del corredor durante la carrera de 100 m lisos.

Las plantillas instrumentadas utilizadas en la Fase experimental 1 permiten el registro de la fuerza vertical máxima (Frz_{max}) en seis zonas diferentes de la planta del pie del deportista (Figura 67).

Figura 67.- Evolución de la Frz_{max} media de la muestra por zonas del pie a lo largo de la carrera de 100 m.

En la figura 67 observamos la evolución de la fuerza en cada una de las seis zonas del pie del corredor de 100 m. Estas gráficas son completamente novedosas y no se han encontrado análisis que pudiéramos comparar con las gráficas y datos presentados.

Vemos como la zona 1, el talón, prácticamente no se activa en toda la carrera, algo muy propio de velocistas que requieren mantener alto el talón durante el apoyo para poder desarrollar apoyos reactivos fundamentalmente con el metatarso, algo facilitado por el diseño de las zapatillas específicas de velocidad (Fourchet et al., 2007). El talón solo se llegaría a apoyar en carreras de velocidad en caso de fatiga extrema (Girard et al., 2011b), algo que no debe ocurrir en carreras de 100 m en atletas del nivel de los de nuestra muestra.

En cuanto a la zona 2, el arco plantar, vemos como, mientras en los primeros apoyos apenas se activa, va ganando en importancia conforme va avanzando la carrera oscilando alrededor de los 500 N desde el apoyo 20 más o menos.

En esos mismos valores de 500 N se realiza el apoyo en la zona 3 (zona interna del metatarso) de principio a fin en la carrera tal y como habían encontrado Lussiana et al. (2016).

Los valores más altos de fuerza durante el apoyo los encontramos en la parte media del metatarso (zona 4) con valores cercanos a los 500 N al inicio de la carrera que progresan hasta los 700 N alrededor del apoyo 20, valor que se mantiene hasta el final de la carrera.

En relación a la zona 5 (zona externa del metatarso), vemos como progresa desde valores mínimos al inicio de la carrera hasta valores cercanos a 350 N alrededor del apoyo 20 para mantenerse después hasta el final de la carrera.

Finalmente, la zona 6 de los apoyos (la puntera), de manera similar a lo hallado por Lussiana et al. (2016), tiene su máxima importancia en los primeros apoyos de la carrera con valores cercanos, en nuestro caso, a 300 N para después descender muy levemente hasta el final de la carrera hacia valores de 200 N.

Queda clara por lo visto en este punto la típica importancia del metatarso, primer eslabón de la cadena de producción de fuerza en los apoyos de carrera (Smith et al., 2012; Stefanyshyn y Nigg 1997), con cierta importancia de la puntera en los primeros apoyos de la carrera cuando el atleta está muy inclinado hacia delante y con una importante contribución de la zona del arco plantar una vez lanzada la carrera. En cualquier caso, conviene matizar que tal y como hemos podido ver en las zonas 2, 4 y 5, existen claramente 2 fases en su nivel de activación a lo largo de la carrera, la primera antes del apoyo 20 y la segunda, después. Por ello, podemos afirmar la existencia de 2 fases diferentes en relación a la producción de fuerza de los apoyos, una antes y otra después del apoyo 20.

Estos datos nos permitieron conocer la evolución media de la pisada de los 5 corredores de la Fase experimental 1. Tan sólo se han encontrado en la bibliografía algunos autores que proporcionan informaciones de la evolución de la pisada a lo largo de la carrera de 100 m (Fourchet et al., 2007; Girard et al. 2011b; Lussiana et al., 2016). Sin embargo, la información que proporcionan se limita tan sólo a algunas zonas, y algunas fases específicas de la carrera. Como podemos ver en las gráficas, con este sistema somos capaces de analizar absolutamente toda la carrera de los atletas, viendo que zonas son más o menos importantes a medida que avanza la misma. Con ello podríamos ver posibles fallos en el apoyo del atleta, manifestados en una temprana utilización del talón en la carrera, causada por una fatiga anticipada (Fourchet et al., 2007; Girard et al. 2011b); un apoyo insuficiente con la zona interna del metatarso (Lussiana et al., 2016); o un empleo insuficiente de la puntera en los primeros apoyos (Lussiana et al. (2016).

4.4.2. Determinación de la amplitud de las fases de carrera en función de variables cinemáticas y dinámicas.

En este apartado expondremos como se ha logrado dividir la fase inicial de la carrera, la fase de aceleración, en una o dos subfases, dependiendo de la variable empleada para ello. Exponemos a continuación las metodologías empleadas para este cometido.

- **Método de cálculo de la fases de aceleración en función de la velocidad de desplazamiento instantánea lineal del atleta.**

Partimos para la realización de este cálculo de la identificación de dos subfases, propuestas por diferentes autores (Charalambous et al., 2012; Čoh yTomažin, 2006; Debaere et al., 2013; Fuchs y Lames, 1990; Gaffney, 1995, citado en Cissik , 2010; Haneda et al., 2002; Joch, 1990, citado en Paruzel-Dija, et al., 2006; Letzelter, 2006; Seagrave, 1996, citado en Jones et al., 2009) en la fase de aceleración inicial del deportista. Tras la observación de las gráficas de velocidad instantánea ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) del deportista respecto a la distancia de desplazamiento (m) y tras probar diferentes métodos de cálculo, el método aplicado fue (Figura 68):

- **Paso 1** - Identificación del Tramo de máximo incremento lineal de la velocidad ($\text{Tr}_{\text{maxilv}}$): Para identificar el $\text{Tr}_{\text{maxilv}}$ se calculó el R^2 , por tramos de cinco metros, de los datos de la velocidad instantánea del deportista respecto al desplazamiento (Figura 17). 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_{maxmv}): Para identificar el Tr_{maxmv} se calculó el 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 $Tr_{\max mv}$.

Figura 68. Cálculo de las subfases de aceleración en la carrera de 100 m.

Podemos ver en la tabla 9 como se han obtenido, con la variable V, dos subfases dentro de esta primera fase de aceleración.

Tabla 9- 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 1º subfase aceleración		$Tr_{\max mv}$ (m)	V_m $Tr_{\max mv}$ ($m \cdot s^{-1}$)	(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	

Podemos conocer, solo mediante el empleo del sistema láser, la situación y tiempo exacto en el que terminan cada una de estas fases, a pesar de que en la tabla no hemos creído conveniente detallarlo. Si además lo sincronizamos con los datos ofrecidos por las plantillas instrumentadas, tendremos también el número de apoyos realizado en cada una de ellas. Podemos observar que en la metodología que hemos desarrollado 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 el primer tramo de carrera se manifiesta la aceleración más elevada del deportista en 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 (8.31 m – 9.37 m) y entre los apoyos 6 y 7. Todos los atletas localizan en el tramo de 0-5 m su $Tr_{\max ilv}$.

Otros autores han desarrollado otras metodologías para este cometido. Čoh y Tomažin (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. Es en este octavo apoyo donde la duración de ambas fases se igualó en ese estudio, por lo que establecieron en este punto el final de la primera aceleración del

corredor. Reproduciendo el protocolo de cálculo de ČohyTomažin (2006) con nuestra muestra, se identificó el final de la primera aceleración entre los apoyos 7 y 9 (figura 69).

Figura 69. T_v y T_{ap} de los 5 atletas masculinos analizados en la fase experimental 1 ($n=5$) con las plantillas GebioMized®.

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 Čoh y Tomažin (2006) y reproducido con nuestra muestra, finalizaría en el apoyo 8. Si bien creemos que nuestros cálculos son más precisos por el hecho de haber utilizado la velocidad como variable de medición, creemos que, a efectos prácticos, ambos métodos de cálculo son válidos en la medida en que ofrecen diferencias prácticamente inapreciables.

Por otro lado, debemos indicar que nuestros resultados difieren sustancialmente de los hallados por Nagahara et al. (2014) que encontraron tres subfases en la fase de aceleración. Como ya se ha comentado en la introducción, estos autores hallaban correlaciones entre el ratio de cambio de frecuencia o de amplitud de zancada paso a paso y la aceleración. Con ese método encontraron una correlación significativa entre la frecuencia de zancada y la

aceleración desde el instante de salida hasta el tercer apoyo (3.6 ± 0.2 m), lo que sería la primera subfase, donde creen que el atleta debería buscar un aumento de la frecuencia de zancada. En el caso de la segunda subfase, hallaron una correlación significativa entre la amplitud de zancada y la aceleración desde el quinto apoyo (6.6 ± 0.3 m) al 15° apoyo (25.4 ± 1.1 m), por lo que creen que el atleta deberá buscar ampliar su zancada en ese tramo. En el caso de la tercera subfase, hallaron una correlación significativa entre ambas variables, la amplitud y frecuencia de zancada, y la aceleración desde el apoyo 16° (27.5 ± 1.1 m) hasta el inicio de la fase de velocidad máxima. Ninguno de nuestros cálculos se aproxima a identificar una fase específica de carrera entre las distancias que exponen estos autores.

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 mas dispersos y con un mayor rango en cuanto a la distancia (26.35 m - 39.61 m) y al apoyo (16 - 21). La segunda subfase de la aceleración finaliza, por término medio, a la distancia de 32.33 ± 4.76 m. La heterogeneidad de los resultados obtenidos nos conduce a una 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 dispares no pueden ayudarnos en el objetivo de identificar un patrón de fases de carrera generalizable y común a todos los atletas. Lejos de ser un inconveniente, vemos que se convierte en un gran avance, ya que hemos desarrollado una herramienta que permite el cálculo individual de la amplitud de la segunda subfase de aceleración, lo que sin duda ayudará a los entrenadores a individualizar el entrenamiento específico de esta fase.

Mackala (2007) observó las amplitudes y frecuencias de zancada medias en los tramos de 10 m, y en base a ello estableció las fases. La primera subfase de aceleración en su estudio, o fase de aceleración inicial, llegó hasta los 20 m, tanto en atletas de élite como en atletas entrenados. En ella un aumento de la frecuencia de zancada fue la responsable de los incrementos de velocidad. Puesto que en este estudio sabemos la velocidad del sujeto cada instante de la carrera, tenemos miles de valores intermedios entre la salida y los 20 m que dura la fase de aceleración inicial de Mackala (2007), y entre los 20 y los 40 m que dura la fase de aceleración extendida del mismo autor, donde la amplitud de zancada fue la

responsable de los aumentos de velocidad. Esto hace que nuestros valores sean mucho más precisos para cada atleta, aunque sí podríamos enmarcar la amplitud de nuestra segunda subfase de aceleración dentro de la establecida en Mackala (2007).

- **Método de cálculo de las fases iniciales de carrera en función del Tiempo de apoyo.**

Para el cálculo de las fases iniciales de carrera en función del T_{ap} se utilizaron unos cálculos similares a los anteriormente expuestos con la variable velocidad de desplazamiento (Figura 70):

- **Paso 1** - Identificación del Tramo de máximo descenso lineal del T_{ap} ($Tr_{maxdlTap}$): Para identificar el $Tr_{maxdlTap}$ se calcula el R^2 , por tramos de cinco apoyos, de los datos del T_{ap} (s) del deportista en la carrera (Figura 18). Se identificó el tramo de cinco apoyos en el que el valor de la inclinación de la recta de regresión (coeficiente a de la recta de regresión del tipo $y = ax + b$) 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 tiempo de apoyo ($Tr_{maxmTap}$): Para identificar el Tr_{maxmTa} 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 tiempo medio de apoyo.
- **Paso 3** – Identificación del final de la primera subfase inicial en función de T_{ap} : Se definió el punto final de la primera subfase de disminución del T_{ap} en el instante en el que la recta de regresión del $Tr_{maxdlTap}$ alcanzara el valor del tiempo medio de apoyo calculado en el Tr_{maxmTa} .
- **Paso 4** – Identificación del final de la segunda subfase de descenso del T_{ap} : 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 T_{ap} por debajo del tiempo medio calculado en el $Tr_{maxmTap}$.

Los diferentes resultados obtenidos para el cálculo de las fases iniciales de disminución del T_{ap} (s) se exponen en la Tabla 10.

Tabla 10. Resultados del cálculo del $Tr_{maxdlTap}$ (apoyos), a (inclinación de la recta de regresión $y = ax+b$ en ese tramo), R^2 (valor de regresión de la gráfica del T_{ap} en ese tramo de carrera), A (localización del final de la 1ª subfase de descenso del T_{ap}), $Tr_{maxmTap}$ (apoyos), Tiempo de apoyo medio ($Tapm$) en $Tr_{maxmTap}$ y B (localización del final de la 2ª subfase de descenso del T_{ap}).

Tr _{maxdlTap} (apoyos)	A	R ²	(A) Fin 1º subfase de descenso de T _{ap}		Tr _{maxmTap} (apoyos)	Tap _m Tr _{maxmTap} (s)	(B) Fin 2ª subfase de descenso del Tap		
			Apoyo	m			Apoyo	m	
1	0-5	-0.014	0.775	6	7.83	25-30	0.105	14	23.49
2	0-5	-0.010	0.733	8	11.99	30-35	0.104	13	21.88
3	0-5	-0.016	0.949	7	10.47	35-40	0.098	10	16.26
4	0-5	-0.013	0.947	7	9.28	30-35	0.101	15	24.13
5	0-5	-0.029	0.777	5	6.64	20-25	0.087	7	7.91
MEDIA±SD				9.24±1.89		18.73±6.08			

Atendiendo al cálculo realizado en función de la duración del T_{ap} (Tabla 28), se localizó en todos los casos el $Tr_{maxdlTap}$ en los cinco primeros apoyos. El tramo en el que el T_{ap} (s)

desciende más rápidamente en carrera son los cinco primeros apoyos. El final de la primera subfase de descenso del T_{ap} se localizó entre el apoyo 5 y el 8, a una distancia media de 9.24 ± 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 esta variable parece ser menos preciso que en el caso anteriormente expuesto. Nuevamente, observamos cierta coincidencia con el resultado expuesto por Čoh y Tomažin (2006) sobre la localización del octavo apoyo como fin de la aceleración desde los tacos.

En cualquier caso, 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 ± 0.45 m) y la variable T_{ap} (9.24 ± 1.89 m) (tabla 9). Parece por tanto que pudiera existir cierta relación entre ambas variables al menos en esta primera subfase.

La localización del final de la segunda subfase de descenso del T_{ap} se sitúa entre los apoyos 7 y 15 a una distancia media de 18.73 ± 6.08 m (tabla 9). Estos resultados no coinciden con el final de la segunda fase de aceleración ni con ninguno de los resultados encontrados en la literatura.

- **Método de cálculo de la fase inicial de carrera en función de la fuerzas de reacción vertical máxima.**

Para el cálculo de las fases iniciales de carrera en función de la Frz_{max} se utilizaron unos cálculos similares a los anteriormente expuestos con la variable velocidad de desplazamiento y T_{ap} 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 71):

- **Paso 1** - Identificación del tramo de máximo mantenimiento de $Frz_{\max}$ ($Tr_{\max}mFrz$): Para identificar el $Tr_{\max}mFrz$ se calculó el R^2 , por tramos de cinco apoyos, y se identificó el tramo en el que la inclinación de la recta de regresión presente 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 $Tr_{\max}mFrz$.

Figura 71.- Cálculo para la definición de la fase inicial de incremento de la $Frz_{\max}$.

Los resultados obtenidos del cálculo de la fase de incremento inicial de la $Frz_{\max}$ se exponen en la Tabla 11.

Tabla 11- Resultados del cálculo del $Tr_{\max}mFrz$ (apoyos), fuerza de reacción vertical media (F_{MD}) en el $Tr_{\max}mFrz$ (m) y localización del final de la fase inicial de incremento de la $Frz_{\max}$.

	$Tr_{\max}mFrz$ (apoyos)	F_{MD} $Tr_{\max}mFrz$ (N)	Fin fase inicial de incremento de $Frz_{\max}$	
			Apoyo	M
1	30-35	2039	17	29.69
2	25-30	2430	19	34.24
3	35-40	2562	17	28.12
4	35-40	2271	14	21.75
5	35-40	2396	16	28.43
MEDIA $\pm$ SD				28.44 $\pm$ 4.47

En la Tabla 12 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 V ($m \cdot s^{-1}$), las subfases de disminución inicial del T_{ap} (s) y la fase de incremento inicial de la $Frz_{\max}$ (N).

Tabla 12- Resultados del cálculo de la localización espacial del instante en el que el corredor finaliza la fase de aceleración en función de la V ($m \cdot s^{-1}$), de incremento inicial de la $Frz_{\max}$ (N) y de disminución inicial del T_{ap} (s).

Fin Subfase 1 aceleración			Fin Subfase 2 aceleración		Fin 1ª subfase de descenso de T_{ap}		Fin 2ª subfase de descenso del T_{ap}		Fin fase inicial de incremento de $Frz_{\max}$	
Apoyo	M		Apoyo	M	Apoyo	M	Apoyo	M	Apoyo	M
1	6-7	9.12	21	39.61	6	7.83	14	23.49	17	29.69
2	6-7	9.47	17	30.98	8	11.99	13	21.88	19	34.24
3	5-6	8.60	17-18	32.14	7	10.47	10	16.26	17	28.12
4	6	8.31	19	32.55	7	9.28	15	24.13	14	21.75
5	6-7	8.78	16	26.35	5	6.64	7	7.91	16	28.43
MD $\pm$ SD		8.86 $\pm$ 0.45	32.33 $\pm$ 4.76		9.24 $\pm$ 1.89		18.73 $\pm$ 6.08		28.44 $\pm$ 4.47	

El cálculo realizado a partir de los datos de $Frz_{\max}$ (Tabla 29) debió ser reconsiderado una vez aplicado el mismo protocolo que se utilizó con la V y con el T_{ap} ya que no arrojaba dos subfases iniciales. La observación de las curvas de incremento de $Frz_{\max}$ en función del apoyo

de carrera (Figura 20), 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 localiza entre los apoyos 14 y 19 a una distancia media de 28.44 ± 4.47 m. Esta fase no muestra ninguna relación con las calculadas en función de V y T_{ap} . 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 ± 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.

Observamos que el final de la aceleración del deportista, calculado en función de V , se situó a una distancia media de 32.33 ± 4.76 m, mientras que, el punto equivalente (no lo podemos llamar aceleración por no estar calculado en base a la velocidad de desplazamiento) calculado en base a la Frz_{max} , se localizó a una distancia media de 28.44 ± 4.47 m; no parece por tanto existir relación entre estos resultados (tabla 30).

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. La identificación precisa e individual de las fases de la carrera de 100 m en función de variables cuantificables es otro reto para el futuro próximo que, con las nuevas tecnologías, puede conducir a una mejora específica del entrenamiento individual del atleta. Sin embargo, tal y como ya señalamos anteriormente, es prácticamente imposible que las fases de aceleración de dos atletas con antropometrías o características musculares diferentes sean exactamente iguales. Por ello, creemos necesario elaborar una herramienta capaz de individualizar el cálculo de las distintas fases dentro de la carrera de 100 metros lisos para cada atleta y cada variable analizada. Los procesos de cálculo propuestos en el presente trabajo pueden ser un primer paso para lograr este objetivo.

Los datos expuestos, pese a la limitación del tamaño de la muestra analizada, indican que en función de la evolución de la variable analizada (velocidad instantánea de desplazamiento, Frz_{max} o T_{ap}), podremos identificar fases y/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 V pero teniendo en cuenta que también existe la posibilidad de realizar diferenciaciones de fases dentro de la carrera en base otro tipo de variables. 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 final del atleta, podría tener algún tipo de utilidad aplicable a la individualización y mejora específica del entrenamiento del atleta aunque es una tarea pendiente de cara a futuros análisis.

4.4.3. Comparación de los tramos de carrera en función de variables cinemáticas y dinámicas.

Se ha dividido el total de la carrera en tres tramos obteniendo con ello otros aportes interesantes. Para ello, empleamos la división más empleada en la bibliografía, que divide la carrera en fase de aceleración, fase de velocidad máxima, y fase de deceleración o mantenimiento de la velocidad (Brüggeman y Glad, 1990; Čoh et al., 2010; Dick, 1989; Gajer et al., 1999; Ilbeigi et al., 2010; Letzelter, 2006; Mero et al., 1992; Moravec et al., 1988; Radford, 1990; Ross et al., 2001). A cada una de esas fases las nombramos aquí tramo inicial, tramo medio y tramo final. Para intentar trabajar con los cuatro apoyos que mejor representaran un apoyo normal dentro de cada uno de estos tramos se empleó el siguiente criterio:

- Tramo inicial: Se cogieron los apoyos 3, 4, 5 y 6 con el objetivo de eliminar los dos primeros apoyos, con una estructura diferente al resto.
- Tramo medio: Se halló la mitad del total de apoyos de la carrera. Se seleccionó ese apoyo, junto con los tres siguientes.

- Tramo final: Al número total de apoyos, se le restaron los tres últimos para evitar unos hipotéticos apoyos finales frenando o con una estructura cinemática distinta, propia de la llegada a meta (Doherty (2007)). Se seleccionó ese apoyo, junto con los tres siguientes.

Esta metodología nos da la posibilidad de hacer comparaciones entre las variables a lo largo de la carrera, tanto intergrupos como intragrupos. Así vemos como mientras en la figura 72 se exponen los resultados comparados por tramos de los T_{ap} del pie de los atletas masculinos de la fase experimental 1 ($n=5$), en la figura 73 se exponen, además de las diferencias entre tramos de las muestras masculina ($n=5$) y femenina ($n=3$) de la fase experimental 2, las diferencias existentes entre ambos grupos en los tres tramos comparados.

Figura 72- Comparación del T_{ap} (s) del atleta en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final en los cinco atletas de la fase experimental 1 ($n=5$) (**= $p<0.01$; *= $p<0.05$).

Figura 73- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable T_{ap} (s) en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2 (**= $p > 0.001$; **= $p < 0.01$; *= $p < 0.05$).

Mediante esta metodología somos capaces de ver como hombres y mujeres registran una tendencia similar en esta variable a lo largo de la carrera de 100 m. También se observa que los valores de los varones de la Fase experimental 2 son ligeramente superiores a los de los varones de la Fase experimental 1. Esto puede ser debido a las diferencias de calidad entre ellos, algo que podríamos descartar observando las características de ambas muestras; o al empleo de un modelo distinto de plantillas de contacto. Sería necesaria una comprobación mediante fotogrametría para asegurar si en ambos casos son correctos los valores.

Vemos como existen diferencias significativas entre el tramo inicial y el medio ($p < 0.001$), y el inicial y el final ($p < 0.001$) (figura 72). Los T_{ap} son muy superiores en el primer tramo tal y como se ha visto en la literatura (Mero et al., 1992). Posteriormente se estabilizan en valores inferiores a 100 ms en el tramo medio, y vuelven a aumentar muy ligeramente, con respecto al tramo medio, en el tramo final. No hemos encontrado bibliografía completa con respecto al T_{ap} más allá de la fase de aceleración. Con esta metodología podemos decir que de forma general, los T_{ap} disminuyen a lo largo de la fase media de carrera, para aumentar nuevamente en la fase de mantenimiento de la velocidad. En este último tramo de carrera sólo hemos visto

que en Girard et al. (2016) se registró un aumento en los T_{ap} en la fase de deceleración ($0.130 \pm 0.014s$ vs $0.139 \pm 0.012 s$; $p \leq 0.001$), con la diferencia de que este autor realizó estas mediciones en una cinta de correr.

En las figuras 74, 75, 76 y 77 podemos ver el comportamiento de las dos fases en las que hemos diferenciado cada apoyo a lo largo de la carrera. Puesto que estas fases no son exactamente las de frenado e impulsión, pero sí son muy parecidas, es importante conocer su comportamiento a lo largo de la carrera, algo que no hemos encontrado en la literatura consultada.

Figura 74- Comparación del T_{ap-FI} (s) de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final (**= $p < 0.001$; *= $p < 0.01$; *= $p < 0.05$).

Figura 75- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable T_{ap-FI} (s) en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2 (***= $p>0.001$; **= $p>0.01$; *= $p>0.05$) (Diferencia significativa entre sexos: ###= $p>0.001$; ##= $p>0.01$; #= $p>0.05$).

Mediante este método podemos ver como tanto hombres como mujeres tienen la misma tendencia en esta variable, que a su vez es la misma que tenían en la variable T_{ap} (figura 73). La diferencia radica en que mientras que en el caso de T_{ap} los valores sufren una reducción de hasta el 50% del tiempo en llegar a su Frz_{max} entre tramo inicial y los otros 2 tramos, este valor apenas ronda el 20-30% en la variable T_{ap-FI} . Es muy probable que este resultado se deba a dos factores diferentes, por un lado, la supremacía de la aplicación de fuerza horizontal en el primer tramo de la carrera debida a la inclinación del atleta propia de la necesidad de acelerar y, por otro, la mayor velocidad de aplicación de fuerza vertical contra el suelo una vez el atleta está corriendo erguido debido a su velocidad y a un mayor y más vertical sector de ataque del suelo por parte del pie.

Se observaron las primeras diferencias entre hombres y mujeres en esta variable (figura 75). Además, las reducciones de estas últimas no fueron tan drásticas como en el caso de los hombres, aunque sí igual de significativas. Sería interesante analizar las variables que

influyen en la capacidad del deportista para modificar este T_{ap-FI} pues parece claro que mejora la eficacia de la carrera de velocidad.

Vemos a continuación las diferencias entre tramos para la variable T_{ap-FII} (Figuras 76 y 77).

Figura 76- Comparación del T_{ap-FII} (s) de los atletas de la fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final (**= $p < 0.01$; *= $p < 0.05$).

Figura 77- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable T_{ap-FII} (s) en los hombres y mujeres de la Fase experimental 2 (**= $p > 0.01$; *= $p > 0.05$) (Diferencia significativa entre sexos: ###= $p > 0.001$; ##= $p > 0.01$; #= $p > 0.05$).

Se observa que en T_{ap-FII} , lo que identificaríamos aquí con la fase de impulsión, no existen diferencias entre tramos ni en los hombres de la Fase experimental 1 ni en las mujeres, existiendo diferencias entre el tramo inicial y el final en los hombres de la fase experimental 2 ($p>0.001$) (figuras 76 y 77). Tampoco se registraron diferencias entre sexos.

Comenzamos la exposición de las variables dinámicas con la Frz_{max} comparando sus valores en los tres tramos determinados de la carrera de 100 m lisos (Figuras 78 y 79).

Figura 78- Comparación de la Frz_{max} (N) de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final (**= $p<0.001$; **= $p<0.01$; *= $p<0.05$).

Figura 79- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable Frz_{max} (N) en los atletas ($n=5$) y las atletas ($n=3$) de la Fase experimental 2 (**= $p>0.01$; *= $p>0.05$) (Diferencia significativa entre sexos: ###= $p>0.001$; ##= $p>0.01$; #= $p>0.05$).

En cuanto a la Frz_{max} , en la figuras 78 y 79 observamos cómo, nuevamente, existen diferencias muy significativas entre el primer tramo y los demás ($p<0.001$) en las muestras masculinas. Sin embargo, hemos descubierto una característica importante, desconocida hasta el momento, en la muestra femenina. No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre tramos, aunque la tendencia de la gráfica es la misma que en el caso de los hombres. El dato diferenciador del grupo de hombres frente al de mujeres es el incremento del valor de la Frz_{max} entre el tramo inicial y el medio. Mientras los hombres incrementan este valor en 592.8 N, en las mujeres se observa un ascenso de 266.5 N. Aunque podemos mediatizar esta diferencia en función de la mayor masa corporal de los hombres, es un gran aspecto diferenciador entre estos dos grupos, y puede influir directamente en las diferencias de rendimiento de ambos, la capacidad de incrementar la fuerza aplicada con el incremento de la velocidad de desplazamiento.

Las diferencias entre géneros son significativas ($p<0.001$) en los tres tramos. Y aunque podemos indicar que, relativizar los datos sobre el peso corporal de los deportistas, puede

hacer disminuir la diferencia entre ambos grupos la capacidad de aplicar fuerza durante el apoyo es una diferencia entre estos dos grupos de atletas analizados.

En la Figuras 80 y 81 se expone el resultado de la comparación por tramos de la F_{MD} por apoyo en tres tramos diferentes de carrera.

Figura 80- Comparación de la F_{MD} (N) de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final (**= $p < 0.01$; *= $p < 0.05$).

Figura 81- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable F_{MD} (N) en los atletas ($n=5$) y las atletas ($n=3$) de la Fase experimental 2 (***= $p>0.001$; **= $p>0.01$; *= $p>0.05$) (Diferencia significativa entre sexos: ###= $p>0.001$; ##= $p>0.01$; #= $p>0.05$).

Cuando observamos la F_{MD} en los varones (figuras 80 y 81), nuevamente vemos que existen las mismas diferencias significativas entre el primer tramo y el resto de tramos. En el caso de los varones de la Fase experimental 1 estas fueron con un valor de significación de $p<0.001$ en ambos casos, y en el caso de los varones de la Fase experimental 2 con un nivel de significación de $p<0.01$ entre tramo inicial y medio y de $p<0.05$ entre el tramo inicial y el final, no existiendo ninguna diferencia entre las fases media y final. Estos datos reflejan nuevamente un aumento de los valores de fuerza durante la fase de aceleración y su estabilización posterior.

Nuevamente se observa en la figura 81 esta diferente capacidad de aplicar fuerza del grupo de hombres frente al grupo de mujeres atletas. En el caso de las mujeres no aparecen diferencias significativas entre tramos aunque la gráfica sigue la misma tendencia que en los hombres.

La diferencia entre los grupos es significativa ($p<0.001$) en los tres tramos definidos. Al igual que en el caso de la Frz_{max} (figura 79) indicamos que lo importante no es la diferencia en los valores sino en la diferente capacidad de incrementar la fuerza aplicada entre los tramos que manifestaron los hombres y que en el caso de las mujeres es mucho más reducido. Los hombres de la Fase experimental 2 incrementaron la F_{MD} del tramo inicial al medio en 228.6 N. El incremento en el grupo de mujeres fue de 76.1 N. Diferencia que puede reducirse en el caso de relativizar los resultados en función del peso corporal del deportista pero que es muy relevante a la hora de diferenciar estos dos grupos de deportistas.

Por último, se expone la comparación por tramos del Impulso (N·s) en las Figuras 82 y 83.

Figura 82- Comparación del Impulso (I) (N·s) de los atletas de la Fase experimental 1 en tres tramos diferentes de carrera: inicial, medio y final (**= $p<0.001$; **= $p<0.01$; *= $p<0.05$).

Figura 83- Diferencias por tramos (inicial, medio y final) en la variable I (N·s) en los atletas (n=5) y las atletas (n=3) de la Fase experimental 2 (**= $p>0.001$; *= $p>0.01$; #= $p>0.05$) (Diferencia significativa entre sexos: ###= $p>0.001$; ##= $p>0.01$; #= $p>0.05$).

En la variable I no se observaron diferencias significativas entre tramos en los varones de ambas fases experimentales (figuras 82 y 83). Por el contrario, las diferencias encontradas son entre los grupos analizados (figura 83). El grupo de hombres se diferencia del grupo de mujeres en los valores de los tres tramos definidos ($p<0.001$). Hay que indicar que la diferencia en esta variable viene determinada por la diferente capacidad de aplicar fuerza, ya que los tiempos de aplicación de la fuerza, relacionado por el T_{ap} , no manifestó diferencia entre hombres y mujeres. De nuevo es otro dato que apoya la idea de que la capacidad de generar y aplicar fuerza durante la carrera es una variable claramente diferenciadora entre los atletas hombres de alto rendimiento y las atletas de alto rendimiento.

En el I solo se registró una diferencia estadísticamente significativa entre tramos en el caso del grupo de mujeres. Esta se registró entre el tramo inicial y el tramo medio ($p<0.05$).

4.5. Análisis estadístico de reproducibilidad.

Para comprobar la fiabilidad o reproducibilidad de los medios utilizados para la evaluación se cálculo la reproducibilidad intra-sujeto a través del %Cv. Los resultados del Coeficiente de variación para las diferentes metodologías se muestran en la tabla 13.

Tabla 13- Resultados del Cv en porcentaje (%Cv) intra-sujetos de las tres metodologías empleadas.

Sistema	Laser BioLaserSport®	Plantillas GebioMized®		Plantillas F-Scan (Tekscan)	
		Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
%Cv	2.33	13.22	13.22	7.56	7.11

En la figura 84 se observan comparadas dos mediciones de un mismo sujeto con el sistema láser BioLaserSport®.

Figura 84. Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con láser.

En la figura 85 se observan comparadas dos mediciones de un mismo sujeto con el sistema las plantillas instrumentadas GebioMized® y con las plantillas F-Scan (Tekscan) en la Figura 86.

Figura 85. Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con plantillas instrumentadas GebioMized®.

Figura 86. Comparación de dos valoraciones del mismo velocista en la Fase experimental 1 con plantillas instrumentadas F-Scan (Tekscan®)..

Se calculo igualmente el valor del ICC y el valor del alfa de Cronbach de los corredores evaluados en la prueba piloto y nuevamente evaluados en la Fase experimental 1 (n=4) (Tabla 14).

Tabla 14. Resultados del Coeficiente de correlacion interclase (ICC) y el valor del alfa de Cronbach del sistema laser BioLaserSport®.

	ICC	Alfa de cronbach
Sistema laser BioLaserSport®	0.980	0.990

5. CONCLUSIONES.

A continuación se exponen las conclusiones generales y específicas del estudio desarrollado.

5.1. Conclusiones generales.

En relación con los los **objetivos generales** propuestos las conclusiones fueron:

- Las plantillas instrumentadas, Gebiomized® y F-Scan®, ofrecen actualmente la posibilidad de realizar el análisis dinámico de la carrera completa de 100 m lisos en pista, pero tienen como limitaciones el registro único de la fuerza de reacción vertical y una relativa validez de sus registros.
- El sistema láser BioLaserSport® presenta unas condiciones óptimas para el análisis cinemático de la velocidad de desplazamiento del corredor en carreras de corta amplitud (40-50 m) pero su capacidad de análisis de carreras de mayor amplitud (70-100 m) es, a día de hoy, limitada.

5.2. Conclusiones específicas.

Respecto a los **objetivos específicos** las principales conclusiones fueron:

- Se ha comprobado que con el uso de plantillas instrumentadas es posible calcular diferentes variables dinámicas, todas respecto a la fuerza vertical de reacción, de todos los apoyos de corredor durante la prueba de 100 m lisos.
- En base a los registros realizados con plantillas instrumentadas:
 - La fuerza vertical de reacción del corredor presenta dos zonas de evolución: un incremento lineal hasta el apoyo 20 y después una fase de mantenimiento.
 - La evolución del tiempo de apoyo frente al tiempo de vuelo tienen una progresión inversa desde el inicio de la carrera de 100 m, el tiempo de apoyo

disminuye frente al incremento del tiempo de vuelo, cruzándose sus resultados sobre el apoyo 8-10 de carrera.

- A pesar de la relatividad de la validez de los datos que proporcionan, las plantillas utilizadas se consideran un sistema de medición interesante ya que son la única herramienta de campo capaz de medir las fuerzas de reacción verticales de una carrera completa.
- Las recomendaciones de utilización de las plantillas instrumentadas para optimizar su registro son:
- Escoger un modelo de plantillas que esté diseñado para la evaluación deportiva.
 - Recalibrar las plantillas en todas las mediciones.
 - Realizar mediciones de corta duración.
 - Estudiar los resultados que ofrece el modelo de plantillas que vamos a utilizar
 - Ajustar al máximo los cables que acompañan a las plantillas y transmiten los datos a la petaca que lleva el deportista en la cintura.
- Se ha comprobado la gran utilidad y calidad de los datos registrados de velocidad de desplazamiento con corredores de velocidad.
- En base a los registros realizados con el sistema láser de medición de la velocidad instantánea del deportista:
- El tramo en el que alcanzan los corredores de la muestra analizada su velocidad máxima se extiende entre los 45 y los 55 metros.
 - El tramo con la velocidad media más elevada fue de los 40 a los 50 m en los varones de la muestra mientras que en las mujeres fue de los 30 a los 40 m.
 - A pesar de sus limitaciones y de los problemas sufridos a lo largo del estudio, se considera el sistema láser como una extraordinaria herramienta de medición de la velocidad instantánea debido a diferentes factores tales como su carácter no invasivo y su elevada frecuencia de muestreo.

- Las recomendaciones de utilización del sistema láser de medición de la velocidad instantánea del deportista para optimizar su registro son:
 - En caso de no contar con un sistema de seguimiento es aconsejable realizar las mediciones a una hora del día, o en un sitio, en el que la intensidad de la luz sea baja.
 - Marcar una línea recta de referencia para que los atletas realicen las pruebas sobre ella evitando, en la medida de lo posible, desviaciones laterales del atleta al correr.
 - Llevar ropa ajustada y de color oscuro.
- El futuro registro automáticamente sincronizado de los datos aportados por las plantillas instrumentadas y del sistema láser abrirá las puertas a enormes cambios en el conocimiento y gestión de la prueba de 100 m lisos y de su entrenamiento.
- Respecto al análisis de las zonas de presión plantar del corredor durante la carrera de 100 m lisos las principales conclusiones fueron:
 - Durante los primeros apoyos de carrera, el apoyo se produce fundamentalmente en la parte anterior del pie (metatarsos y punta del pie).
 - El área interna del metatarso es una zona importante de apoyo y aplicación de fuerza a lo largo de toda la carrera.
 - Conforme aumenta la distancia de carrera, las zonas principales de apoyo se van retrasando ganando especialmente en importancia la parte media y externa de los metatarsianos.
- Respecto a la propuesta de un método de cálculo de la fases de aceleración en función de la velocidad de desplazamiento instantánea lineal del atleta:

- Se identificaron dos subfases de aceleración inicial. Una primera subfase de aceleración hasta los 8.86 ± 0.45 m y una segunda subfase hasta los 32.33 ± 4.76 m.
 - Con el T_{ap} se identifican dos fases iniciales, una primera subfase de disminución lineal de esta variable hasta los 9.24 ± 1.89 m, y una segunda subfase hasta los 18.73 ± 6.08 m. Con respecto a la Frz_{max} únicamente fue descubierta una fase inicial de incremento de esta variable, hasta los 28.44 ± 4.47 m.
 - Existe una posible relación entre la primera subfase de la aceleración y la primera subfase de disminución del T_{ap} .
- Respecto a la comparación de los tramos de carrera en función de variables cinemáticas y dinámicas:
- El tramo inicial de carrera de los 100 m lisos es diferente desde una perspectiva dinámica y cinemática respecto tanto al tramo intermedio como al tramo final.
 - La Frz_{max} registrada en los tres tramos de carrera analizados es diferente.
 - La aplicación de fuerza solo varía a lo largo de la carrera de 100 m en la duración de la Fase I del apoyo, no en la Fase II.
 - La diferencia esencial encontrada entre los atletas varones y mujeres de alto rendimiento reside en la mayor capacidad de incrementar el valor de la Frz_{max} y F_{MD} que tienen los hombres conforme avanza la prueba.
 - La pisada del corredor es diferente en los tres tramos de carrera, siendo las zonas del talón, metatarso en sus zonas media y externa y puntera las que presentan diferencias entre todos los tramos comparados.

6. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.

Las futura líneas de investigación que se derivan de la realización y conclusión del presente son:

- Optimizar el desarrollo del sistema láser para hacer más sencillo su uso en el día a día.
- Desarrollar una herramienta de sincronización de los datos aportados por el sistema láser y las plantillas instrumentadas.
- Repetir el estudio con una muestra más amplia.
- Desarrollar una herramienta de cálculo instantáneo de las fases de la carrera en base a los datos aportados por las herramientas tecnológicas, principalmente por el láser.
- Realización de estudios con atletas de diferentes sexos y niveles en busca de patrones comunes específicos.
- Aplicación de la misma metodología en otras especialidades atléticas en línea recta, como los saltos horizontales o las pruebas de vallas.
- Validación del registro de las plantillas instrumentadas con respecto a la plataforma de fuerzas
- Aplicación de la misma metodología en otros deportes que puedan requerir movimientos rectilíneos de cierta distancia (fútbol, rugby, béisbol...).

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adamczewski, H., y Perl, B. (1997). Run-up velocities of female and male pole vaulting and some technical aspects of women's pole vault. / Chronometrage de la course d ' elan en saut a la perche feminin et masculin ainsi que quelques aspects techniques du saut a la perche feminin. *New Studies In Athletics*, 12(1), 63-76
- Aerenhouts, D., Delecluse, C., Hagman, F., Taeymans, J., Debaere, S., Van Gheluwe, B., y Clarys, P. (2012). Comparison of anthropometric characteristics and sprint start performance between elite adolescent and adult sprint athletes. *European Journal Of Sport Science*, 12(1), 9-15
- Aggeloussis, N., Methenitis, S., Gourgoulis, V., Pilianidis, T., y Giannakou, E. (2007). Repeatability of ground reaction force waveforms in sprint starts. *Inquiries in Sport y Physical Education*, 5(2), 315-320.
- Aguado, X. (1993). *Eficacia y técnica deportiva: análisis del movimiento humano*. Editorial Inde, Barcelona.
- AMTI, Force and Motion. (10 de junio de 2017). Recuperado de: http://www.amti.biz/fps-guide_es.aspx
- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., y Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of biomechanics*, 32(12), 1349-1353.
- Atwater, A. (1982). Kinematic analyses of sprinting. *Track and Field Quarterly Review*, 82(2), 12-16.
- Babić, V. D.; Harasin, D., y Dizdar, D. (2007). Relations of the variables of power and morphological Characteristics to the kinematic indicators of maximal speed running. *Kineziologija*, 39(1), 28-39.
- Bae, Y. S., Park, Y. J., Park, J. J., Lee, J. S., Chae, W. S., y Park, S. B. (2011). Biomechanics Research Project in the IAAF World Championships in Athletics-Daegu. *IAAF World Championships Daegu*. Korean Society of Sport Biomechanics.
- Balsevich, V. K. (1989). Biomechanical determinants of the rhythmic structure in sprinters start acceleration. *Journal of Biomechanics*, 22(10), 983.

- Barnett, S., Cunningham, J., y 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.
- Bassett, D. R. (2002). Scientific contributions of AV Hill: exercise physiology pioneer. *Journal of applied physiology*, 93(5), 1567-1582.
- Bellini, B. (2009). Sensores de presión utilizados en las plataformas de fuerza aplicadas al estudio de la posturografía. *Artículo: En la Universidad de la República. Núcleo de Ingeniería Biomédica. Facultades de Medicina e Ingeniería*.
- Berna J. A., y Cortés, R. (2013). Diferencias en las presiones plantares en corredores de fondo corriendo descalzo o calzado. *Terapeía: estudios y propuestas en ciencias de la salud*, (5), 71-78.
- Bezodis, I., Salo, A., y Kerwin, D. (2007, December). Joint kinetics in maximum velocity sprint running. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., y 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.
- Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., y Trewartha, G. (2012). Measurement error in estimates of sprint velocity from a laser displacement measurement device. *International Journal of Sports Medicine*, 33(6), 439-444.
- Bezodis, N. E., Trewartha, G., y Salo, A. I. T. (2015). Understanding the effect of touchdown distance and ankle joint kinematics on sprint acceleration performance through computer simulation. *Sports Biomechanics*, 14(2), 232-245.
- Biofoot/IBV.(10 de junio de 2017). Recuperado de: <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/biofootibv-sistema-de-plantillas-instrumentadas-para-el-analisis-de-las-presiones-plantares>
- Blader, F. B., y Payne, A. H. (1967). Instrumented starting blocks. *Athletics Coach*, 2, 3-4.
- Bračič, M., Supej, M., Peharec, S., Bačić, P., y Čoh, M. (2010). An investigation of the influence of bilateral deficit on the counter-movement jump performance in elite

- sprinters. / utvrdivanje utjecaja bilateralnog deficita na izvedbu skoka S pripremom kod vrhunskih sprintera. *Kinesiology*, 42(1), 73-81.
- Bravo, J. (2008). *Atenas 1986 Atenas 2004, más de un siglo de atletismo olímpico*. Madrid, España. Real Federación Española de Atletismo.
- Brechue, W. F. (2011). Structure-function relationships that determine sprint performance and running speed in sport. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 23(2), 313-350.
- Brocherie, F., Millet, G. P., y Girard, O. (2015). Neuro-mechanical and metabolic adjustments to the repeated anaerobic sprint test in professional football players. *European journal of applied physiology*, 115(5), 891-903.
- Brüggemann, G. P., y Glad, W. (1990). Biomechanical analyses of the jumping events; time analysis of the sprint and hurdle events: IAAF Scientific Research Project at the Games of XXXIV Olympiad-Seoul 1988: Final Report. *Monaco: IAAF*.
- Brüggemann, G. P., Koszewski, D., y Müller, H. (Eds.). (1999). *Biomechanical Research Project: Athens 1997: Final Report: Report on the Biomechanical Research Project at the 6th World Championships in Athletics, Athens 1997, Sponsored by the International Athletic Foundation*. Meyer und Meyer Sport.
- Brughelli, M., Cronin, J., & Chaouachi, A. (2011). Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(4), 933-939.
- Cappozzo, A., De Vito, G., Gazzani, F., y Massacesi, R. (1989). Analisi biomeccanica della partenza dai blocchi. / biomechanical analysis of the sprint start. *Atleticastudi*, 20(5), 347-375.
- Carmona, D., G., y González, H., C. (2012). Análisis de la capacidad de aceleración en mujeres atletas de modalidades de velocidad. *Apunts.Educación Física y Deportes*, (107), 69-77.
- Chainok, P. (2006). *Kinematic Parameters of the Sprint Start and Start Acceleration in Thai National Female and Youth National Female Sprinters* (Doctoral dissertation, MAHIDOL UNIVERSITY).

- Charalambous, L., Irwin, G., Bezodis, I. N., y 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.
- Chumanov, E. S., Remy, C. D., y Thelen, D. G. (s.f.). Ground Reaction Forces during Running can be Estimated from Insole Pressure Measurements by Considering Whole Body Dynamics.
- Ciacchi, S., Di Michele, R., y Merni, F. (2010). Kinematic analysis of the braking and propulsion phases during the support time in sprint running. *Gait y Posture*, 31(2), 209-212.
- Cissik, J. M. (2010). Strength and conditioning considerations for the 100-m sprinter. *Strength y Conditioning Journal*, 32(6), 89.
- Clark, K.P., y Weyand, P. G. (2014). Are running speeds maximized with simple-spring stance mechanics?. *Journal of Applied Physiology*, 117(6), 604-615.
- Čoh, M. y Dolenec (2002). Application of biomechanics in track and field. Faculty of Sport, Institute of Kinesiology, Ljubljana.
- Čoh, M., y Tomažin, K. (2006). Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks. / analyse cinématique du depart en sprint et l'acceleration en quittant les starting-blocks. / analisis cinemático de la salida y aceleración de la carrera de velocidad desde los tacos. *New Studies in Athletics*, 21(3), 13-33;96;98.
- Čoh, M., Jost, B., Skof, B., Tomazin, K., y Dolenec, A. (1998). Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters. / kinematische und kinetische parameter des starts beim sprint und das modell der startbeschleunigung bei spitzensprintern. / kinematicke a kineticke parametry startu pri sprintu a model startovnf akceleraće vrcholovych sprinteru. *Gymnica*, 28, 33-42.
- Čoh, M., Tomažin, K. y Smajlović, N. (2004). *Caratteristiche cinematiche delle velociste durante la fase di accelerazione e la fase di massima velocità.*
- Čoh, M., Tomažin, K. y Štuhec, S. (2006). The biomechanical model of the sprint start and block acceleration. / Biomehanički model sprinterskog starta i blok ubrzanja. *Facta Universitatis: Series Physical Education y Sport*, 4(2), 103-114.

- Čoh, M., Peharec, S., y Bacic, P. (2007a). The sprint start: Biomechanical analysis of kinematic, dynamic and electromyographic parameters. *New Studies in Athletics*, 22(3), 29.
- Čoh, M., Tomažin, K., y Rausavljevic, N. (2007b). Differences in morphological and biodynamic characteristics of maximum speed and acceleration between two groups of female sprinters. *Biology of Sport*, 24(2), 115-128.
- Čoh, M., Peharec, S., Bačić, P., y Kampmiller, T. (2009). Dynamic factors and electromyographic activity in a sprint start. *Biology of Sport*, 26(2), 137-147.
- Čoh, M., Babic, V., y Mackala, K. (2010). Biomechanical, neuro-muscular and methodical aspects of running speed development. *Journal of Human Kinetics*, 26, 73-81.
- Collado Vázquez, S. (2005). Plataformas dinamométricas. Aplicaciones. *Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud*, 3.
- Comín, M.; Villarroja, A.; Pérez, J.M.; Nerín, S. y Marco C. (1999). Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. *Medicina y Rehabilitación*, XII(3): 22-30.
- Cordero, A. F., Koopman, H. J. F. M., y Van Der Helm, F. C. T. (2004). Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of biomechanics*, 37(9), 1427-1432
- Crea, S., Donati, M., De Rossi, S. M. M., Oddo, C. M., y Vitiello, N. (2014). A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. *Sensors*, 14(1), 1073-1093.
- Debaere, S., Jonkers, I., Aerenhouts, D., Hagman, F., van Gheluwe, B., y Delecluse, C. (2010). Performance determining factors in elite sprinters during sprint start and two following successive supports. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive*, 28, 1-2.
- Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., y Jonkers, I. (2013a). From block clearance to sprint running: Characteristics underlying an effective transition. *Journal of Sports Sciences*, 31(2), 137-149.
- Debaere, S., Jonkers, I., y Delecluse, C. (2013b). The contribution of step characteristics to sprint running performance in high-level male and female athletes. *Journal of Strength y Conditioning Research (Lippincott Williams y Wilkins)*, 27(1), 116-124.

- Delecluse, C. (1997). Influence of strength training on sprint running performance. *Sports Medicine*, 24(3), 147-156.
- Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Goris, M., Diels, R., y Didden, R. (1990). Analysis of the front and rear foot action in the sprint start. In *Techniques in Athletics: The First International Conference* (Vol. 2, pp. 402-408).
- Delecluse, C. H., Van Coppenolle, H., Willems, E., Diels, R., Goris, M., Van Leemputte, M., et al. (1995). Analysis of 100 meter sprint performance as a multi-dimensional skill (analyse de la performance au sprint de 100 metres en tant qu'habileté multi-dimensionnelle). *Journal of Human Movement Studies*, 28(2), 87-101.
- Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E., y Verschueren, S. (2005). Effects of Whole Body Vibration Training on Muscle Strength and Sprint Performance in Sprint-Trained Athletes. *International Journal Of Sports Medicine*, 26(8), 662-668.
- Dick, F. W. (1989). Developing and maintaining maximum speed in sprints over one year. *Athletics Coach*, 23(1), 3-8.
- Dickwatch, H., Hildebrand, F., y Perlt, B. (1994). A laser velocity measuring device. The determination of velocity courses in the jumping events with the use of the LAVEG measuring device. *New Studies Athletics*, 9(4), 31-40.
- Dinascan/IBV®. (10 de junio de 2017). Recuperado de <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecanicas/dinascanibv-plataformas-dinamometricas>
- Doherty, K. (2007). *Track and field Omnibook (5th ed.)*. Mountain View, Calif.: Tafnews Press
- Eils, E., Streyl, M., Linnenbecker, S., Thorwesten, L., Völker, K., y Rosenbaum, D. (2004). Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(1), 140-145.
- El Kati, R., Forrester, S., y Fleming, P. (2010). Evaluation of pressure insoles during running. *Procedia Engineering*, 2(2), 3053-3058.
- Elvira, J. L. L., Garcia, F. J. V., Meana, M., y García, J. A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética: relación entre la huella plantar, ángulos de la

- articulación subastragalina y presiones plantares. *European Journal of Human Movement*, (20), 41-60.
- Eriksen, H. K., Kristiansen, J. R., Langangen, O., y Wehus, I. K. (2008). Velocity dispersions in a cluster of stars: How fast could Usain Bolt have run?. *arXiv preprint arXiv: 0809.0209*.
- Faithful, P. (1986). The sprint start. / le depart en sprint. *Modern Athlete y Coach*, 24(1), 11-14.
- Ferro, A. (2001). La carrera de velocidad. Metodología de análisis biomecánico. *Madrid: Librerías Deportivas Esteban Sanz*.
- Ferro, A., Rivera, A., Pagola, I., Ferreruela, M., Martín, A., y Rocandio, V. (2001). Biomechanical analysis of the 7th world championship in athletics seville 1999. / analyse biomecanique des 7emes championnats du monde d'athletisme - seville 1999. / analisis biomecanicos del VII campeonato del mundo de atletismo - sevilla 1999. *New Studies in Athletics*, 16(1), 25-60.
- Ferro, A., Floría, P., Villacieros, J., y 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*.
- Fong, D. T., Hong, Y., Yung, P. S., Fung, K. Y., Lao, M. L., y Chan, K. M. (2007, October). Estimating complete ground reaction forces and ankle joint torques from pressure insole data in walking and running. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Fong, D. T., Chan, Y., Hong, Y., Yung, P. S., Fung, K., y Chan, K. (2008a). A three-pressure-sensor (3PS) system for monitoring ankle supination torque during sport motions. *Journal Of Biomechanics*, 41(11), 2562-2566.
- Fong, D. T. P., Chan, Y. Y., Hong, Y., Yung, P. S. H., Fung, K. Y., y Chan, K. M. (2008b). Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking. *Journal of biomechanics*, 41(11), 2597-2601.
- Fortier, S., Basset, F. A., Mbourou, G. A., Favérial, J., y Teasdale, N. (2005). Starting block performance in sprinters: A statistical method for identifying discriminative parameters

- of the performance and an analysis of the effect of providing feedback over a 6-week period. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4(2), 134-143.
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., y Millet, G. P. (2007). Comparison of foot plantar distribution between training and spike shoes in young sprinters. *Science y Sports*, 22(3-4), 176-178.
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., Beard, A. J., y 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 y medicine*, 10(2), 292.
- Fourchet, F., Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R., y Millet, G. P. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity. *Gait y posture*, 35(4), 685-687.
- Fourchet, F., Girard, O., Kelly, L., Horobeanu, C., y Millet, G. P. (2015). Changes in leg spring behaviour, plantar loading and foot mobility magnitude induced by an exhaustive treadmill run in adolescent middle-distance runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 199-203.
- Fuchs, P., y Lames, M. (1990). Mathematische Modellierung des Wettkampfverhaltens im Sprint. *Leistungssport*, 19(5), 35-41.
- Fukunaga, T., Matsuo, A., y Ichikawa, M. (1981). Mechanical energy output and joint movements in sprint running. *Ergonomics*, 24(10), 765-772.
- Gajer, B., Thepaut-Mathieu, C., y Lehenaff, D. (1999). Evolution of stride and amplitude during course of the 100 m event in athletics. / evolution de la foulée et de l'amplitude pendant le déroulement de l'épreuve d'athlétisme du 100 m. / evolución de la zancada y la amplitud durante la trayectoria de los 100 metros en atletismo. *New Studies in Athletics*, 14(3), 43-50.
- Gander, R. E., McClements, J. D., Sanderson, L. K., Rostad, B. A., Josephson, K. E., y Pratt, A. J. (1994). Sprint start instrumentation. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, 43(4), 637-643.

- García-Pérez, J.A. y Lucas-Cuevas, A.G. (2012). Efecto de la carrera en cinta rodante vs suelo sobre la presión plantar. Comunicaciones virtuales. I Simposio sobre biomecánica y pie durante la actividad física. Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport, Valencia 3-4 Mayo (2012)
- General Assembly of the World Medical Association. (2014). World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *The Journal of the American College of Dentists*, 81(3), 14.
- Gervais, P. y LeBlanc, J.S. (2011). Biomechanical analysis of moye starting blocks. *Sport Science Association Alberta*.
- Girard, O., Micallef, J., y Millet, G. P. (2011a). Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints. *European Journal Of Applied Physiology*, 111(1), 125-134.
- Girard, O., Racinais, S., Kelly, L., Millet, G., y Brocherie, F. (2011b). Repeated sprinting on natural grass impairs vertical stiffness but does not alter plantar loading in soccer players. *European Journal Of Applied Physiology*, 111(10), 2547-2555.
- Girard, O., Brocherie, F., Tomazin, K., Farooq, A., y Morin, J. B. (2016). Changes in running mechanics over 100-m, 200-m and 400-m treadmill sprints. *Journal of biomechanics*, 49(9), 1490-1497.
- Gittoes, M., y Wilson, C. (2008). Knee joint kinematic variability of the touchdown leg during the maximal velocity phase of sprint running. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, , 1. (1).
- Góralczyk, R., Mikolajec, K.; Poprzecki, S.; Zajac, A.; Szyngiera, W. y Waskiewicz, Z. (2003). Kinematic analysis of intermittent sprints of elite soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 10: 107-120.
- Gouvali, M., y Boudolos, K. (2006, October). Critical parameters of a sprint start and acceleration phase. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Graubner, R., y Nixdorf, E. (2011). Biomechanical analysis of the sprint and hurdles events at the 2009 IAAF World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 26(1-2), 19-53.

- Guissard, N., Duchateau, J., y Hainaut, K. (1992). EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(11), 1257-1263.
- Gutiérrez-Dávila, M., Campos Granell, J., Bilbao Guerrero, A., y Oña Sicilia, A. (2003). Relación entre la fuerza horizontal ejercida contra los tacos, previa a una salida de velocidad, sobre el tiempo de movimiento y la velocidad. *Biomecánica*, 11, 39-45.
- Gutierrez-Dávila, M., Dapena, J. y Campos, J. (2006). The effect of muscular pre-tensing on the sprint start. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(3), 194-201.
- H/p/cosmos®. (10 de junio de 2017). Recuperado de: <https://www.h-p-cosmos.com/>
- Hagen, M., Hömme, A. K., Umlauf, T., y Hennig, E. M. (2010). Effects of different shoe-lacing patterns on dorsal pressure distribution during running and perceived comfort. *Research in Sports Medicine*, 18(3), 176-187.
- Haneda, Y., Ae, M., Enomoto, Y., Hoga, K., y Fujii, N. (2002). Changes in running velocity and kinetics of the lower limb joints in 100 m sprint running. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, , 1. (1)
- Harland, M., y Steele, J. (1997). Biomechanics of the sprint start. *Sports Medicine*, 23(1), 11-20.
- Harrison, A. J., Jensen, R. L., y Donoghue, O. (2005). *A comparison of laser and video techniques for determining displacement and velocity during running*.
- Haugen, T., y Buchheit, M. (2016). Sprint running performance monitoring: methodological and practical considerations. *Sports Medicine*, 46(5), 641-656.
- Hay, J. (1994). Effort distribution in the triple jump. / Distribution de l ' effort en triple saut. *Track Technique*, (127), 4042-4048.
- Helmick, K. (2003). Biomechanical analysis of sprint start positioning. *Track Coach*, 163, 5209-5214.
- Hong, Y., Wang, S.J., Lam, W.K. y Cheung, T.M. (2014). Kinetics of Badminton Lunges in Four Directions. *Journal Of Applied Biomechanics*, 30(1), 113-118.
- Hsiao, H., Guan, J., y Weatherly, M. (2002). Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics*, 45(8), 537-555.

- Hunter, J. P., Marshall, R. N., y McNair, P. J. (2004a). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 36(2), 261-271.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., y McNair, P. (2004b). Reliability of biomechanical variables of sprint running. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 36(5), 850-861.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., y McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 31-43.
- Hurkmans, H., Bussmann, J., Benda, E., Verhaar, J., y Stam, H. (2006). Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait y Posture*, 23(1), 118-125.
- IAAF. (2011). *Competition rules 2012–2013*. Monte Carlo: Author.
- Ilbeigi, S., Hagman, F., y Van Gheluwe, B. (2010). Velocity and starting block variables during a 30 m sprint run. *British Journal of Sports Medicine*, 44, i25-i25.
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Editorial Médica Panamericana. Madrid.
- Johnson, M., y Buckley, J. G. (1998). The biomechanics of sprint running: kinetic and kinematic parameters during stance. *Journal of Sports Sciences*, 16(1), 10-11.
- Johnson, M. D., y Buckley, J. G. (2001). Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. / caractéristiques de puissance musculaire au milieu d ' une phase d ' acceleration en sprint. *Journal of Sports Sciences*, 19(4), 263-272.
- Jones, R., Bezodis, I., y 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.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., y Brüggemann, G. (2004). Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait y Posture*, 19(2), 115.
- Kistler, J. (1934). A study of the distribution of the force exerted upon the blocks in starting the sprint from various starting positions. *Research Quarterly*, 5(1), 27-32.

- Kivi, D. (1999). Sprint kinematics of the world's fastest human. *International Society of Biomechanics XVIIth Congress*, pp. 260.
- Kluitenberg, B., Bredeweg, S. W., Zijlstra, S., Zijlstra, W., y Buist, I. (2012). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC musculoskeletal disorders*, 13(1), 235.
- Koch, M., Lunde, L. K., Ernst, M., Knardahl, S., y Veiersted, K. B. (2016). Validity and reliability of pressure-measurement insoles for vertical ground reaction force assessment in field situations. *Applied ergonomics*, 53, 44-51.
- Korhonen, M., Mero, A., Alén, M., Sipilä, S., Hakkinen, K., Liikavainio, T., y Korneljuk, A. O. (1982). Science basis of sprinting speed development. *Track y Field Quarterly Review*, 82(2), 6-9.
- Korneljuk, A. O. (1982). Scientific basis of sprinting speed development. *Track and Field Quart. Rev. Summer*, 6-9.
- Koyama, H., Muraki, Y., y Ae, M. (2011). Target value for the maximum run-up speed of the long jump based on the performance level. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Kratky, S., y Müller, E. (2013). Sprint Running With a Body-Weight Supporting Kite Reduces Ground Contact Time in Well-Trained Sprinters. *The Journal of Strength y Conditioning Research*, 27(5), 1215-1222.
- Kugler, F., y Janshen, L. (2010). Body position determines propulsive forces in accelerated running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 343-348.
- Kuntze, G., Pias, M., Bezodis, I., Kerwin, D., Coulouris, G., y Irwin, G. (2009, August). Custom-built wireless pressure sensing insoles for determining contact-times in 60m maximal sprint running. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Letzelter, S. (2006). The development of velocity and acceleration in sprints A comparison of elite and juvenile female sprinters. / le developpement de la vitesse et de l'acceleration dans le sprint: Une etude comparative de jeunes sprinteuses et de sprinteuses de haut niveau. / el desarrollo de la velocidad y la aceleracion en las carreras: Una comparacion de velocistas mujeres de elite y juveniles. *New Studies in Athletics*, 21(3), 15-22;96;98.

- Lockie, R. G., Murphy, A. J., Jeffriess, M. D., y Callaghan, S. J. (2013). Step kinematic predictors of short sprint performance in field sport athletes. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 7(2), 71-77.
- López, J. L. (2009). Variables determinantes del rendimiento en la salida desde tacos en atletismo.
- Low, D., y Dixon, S. (2010). Footscan pressure insoles: Accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait y Posture*, 32(4), 664-666.
- Luhtanen, P., y Komi, P. V. (1980). Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running, and jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 44(3), 279-289.
- Lussiana, T., Hébert-Losier, K., Millet, G. P., y Mourot, L. (2016). Biomechanical changes during a 50-minute run in different footwear and on various slopes. *Journal of applied biomechanics*, 32(1), 40-49.
- Mackala, K. (2007). Optimisation of performance through kinematic analysis of the different phases of the 100 metres. *New Studies in Athletics*, 22(4), 7-16.
- Mackala, K., y Mero, A. (2013). A kinematics analysis of three best 100 m performances ever. *Journal of human kinetics*, 36(1), 149-160.
- Mackala, K., Fostiak, M., y Kowalski, K. (2015). Selected determinants of acceleration in the 100m sprint. *Journal of Human Kinetics*, 45(1), 135-148.
- Majumdar, A., y Robergs, R. A. (2011). The science of speed: Determinants of performance in the 100 m sprint. *International Journal of Sports Science y Coaching*, 6(3), 479-493.
- Mann, R., y Herman, J. (1985). Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(2), 151-162.
- Mann, R., y Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise y Sport*, 51(2), 334-348.
- Mann, R. V., y Sprague, P. (1983). The effects of muscular fatigue on the kinetics of sprint running. *Research quarterly for exercise and sport*, 54(1), 60-66.
- Mann, R., Kotmel, J., Herman, J., Johnson, B., y Schultz, C. (1984). Kinematic trends in elite sprinters. In , In, Terauds, J. (ed.) et al., Sports biomechanics. Proceedings of ISBS 1984, Del Mar, Calif., Research Center for Sports, c1984, p. 17-33.

- Mann, R., Malisoux, L., Brunner, R., Gette, P., Urhausen, A., Statham, A., Kenneth, M. y Theisen, D. (2014). Reliability and validity of pressure and temporal parameters recorded using a pressure-sensitive insole during running. *Gait y posture*, 39(1), 455-459.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Statham, A., Meijer, K., y Theisen, D. (2015). The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatiotemporal parameters of running. *Gait y Posture*, 42(1), 91-95.
- Marey, E. J. (1873). *De la locomotion terrestre chez les bipedes et les quadrupedes*. Impr. E. Martinet.
- Markovic, G., Jukic, I., Milanovic, D., y Metikos, D. (2007). Effects of sprint and plyometric training on muscle function and athletic performance. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength y Conditioning Association*, 21(2), 543-549.
- Martín Casas, P. (2012). *Análisis clínico, baropodométrico y neuromadurativo de los niños con marcha de puntillas idiopática en edad preescolar*. Tesis Doctoral. Escuela Universitaria de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Universidad Complutense de Madrid.
- Matsuo, A., Tsuchie, H., Yanagiya, T., Hirokawa, R., Sugita, M., y Ae, M. (2007). Analysis of speed patterns in 100-m sprints. *Osaka, Japan*.
- Maulder, P. S. (2005). *The Physical Power Pre-requisites and Acute Effects of Resisted Sled Loading on Sprint Running Kinematics of the Early Acceleration Phase from Starting Blocks* (Doctoral dissertation, Auckland University of Technology, New Zealand).
- McInnis, A. (1980). In quest of speed - improving forward body lean in the sprint start and early acceleration phase. *Track y Field Quarterly Review*, 80(2), 25-31.
- Megede, E. (1987). *Progression of world best performances and IAAF approved world records*. Monaco: International Athletic Foundation.
- Mei, Q., Fernandez, J., Fu, W., Feng, N., y Gu, Y. (2015). A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference. *Human movement science*, 42, 38-53.

- Mendoza, L., y Schöllhorn, W. (1993). Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. *Journal of Sports Sciences*, 11(1), 25-29.
- Merni, F., Cicchella, A., Ciacci, S., Bombardi, F., Magenti, L., Olmucci, A., y Coppini, L. (1992). Kinematic and dynamic analysis of sprint start. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Mero, A. (1988). Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(2), 94-98.
- Mero, A., y 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.
- Mero, A., y Komi, P. V. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1), 73-80.
- Mero, A., y Komi, P. V. (1994). EMG, Force, and Power Analysis of Sprint-Specific Strength Exercises. *Journal Of Applied Biomechanics*, 10(1), 1-13.
- Mero, A., Luhtanen, P., y Komi, P. V. (1983). A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 5(1), 20-28.
- Mero, S., Komi, P. V., Ruskho, H., y Hirvonen, J. (1987). Neuromuscular and anaerobic performance of sprinters at maximal and supramaximal speed. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 55-60.
- Mero, A., Komi, P. V., y Gregor, R. J. (1992). Biomechanics of sprint running: A review. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyröläinen, H., y Komi, P. V. (2006). Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. *Journal of sports sciences*, 24(2), 165-173.
- Misjuk, M., y Viru, M. (2011). Running velocity dynamics in 100 m sprint: Comparative analysis of the world top and estonian top male sprinters. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*, 17, 131-138.

- Moravec, P., Ruzicka, J., Susanka, P., Dostal, E., Kodejs, M., y Nosek, M. (1988). The 1987 international athletic Foundation/IAAF scientific project report: Time analysis of the 100 metres events at the II world championships in athletics. / rapport scientifique 1987 du projet de la fondation internationale pour l'athetisme et de la FIAA: Analyses des temps des epreuves de 100 metres aux Iemes championnats du monde d'athletisme. / analyse temporelle des courses de 100 metres plat aux deuxiemes championnats du monde d' athletisme. *New Studies in Athletics*, 3(3), 61-96.
- Morin, J. B. (2013). Sprint running mechanics. New technology, new concepts, new perspectives. *ASPETAR Sports Med. J*, 2, 332.
- Morin, E., Reid, S., Eklund, J. M., Lay, H., Lu, Y., Stevenson, J., y Bryant, J. T. (2002). Comparison of ground reaction forces measured with a force plate, fscan® and multiple individual force sensors. *Ergonomics Research Group, Queen's University*.
- Morin, J. B., Edouard, P., y Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Med Sci Sports Exerc*, 43(9), 1680-8.
- Morin, J. B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., y Lacour, J. R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European journal of applied physiology*, 112(11), 3921-3930.
- Moticon GMBH. (10 de junio de 2017). Recuperado de: <http://www.moticon.de/>
- Müller, H., y Hommel, H. (1997). Biomechanical research project at VIth world championships in athletics, athens 1997: Preliminary report. / projet de recherche biomecanique aux 6emes championnats du monde d ' athletisme a athenes en 1997: Premiere information. / proyecto de investigacion biomecanico en los sextos campeonatos del mundo de atletismo, atenas 1997: Primera informacion. *New Studies in Athletics*, 12(2), 43-73.
- Munro, C. F., Miller, D. I., y Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murphy, A. J., Lockie, R. G., y Coutts, A. J. (2003). Kinematic determinants of early acceleration in field sport athletes. *J Sports Sci Med*, 2(4), 144-50.

- Muybridge, E. (1887). *Animal Locomotion: An Electro-photographic Investigation of Consecutive Phases of Animal Movements; Prospectus and Catalogue of Plates*. University of Pennsylvania.
- Nagahara, R., Naito, H., Morin, J. B., y Zushi, K. (2014). Association of acceleration with spatiotemporal variables in maximal sprinting. *International Journal of Sports Medicine*, 35(9), 755-761.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., y Rosenbaum, D. (2008). Influence of long-distance running on plantar pressure pattern. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 685-686.
- Nakazato, K., Scheiber, P., y 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 y Medicine*, 10(4), 754-762.
- Natta, F., y Réga, C. (2001). *Analyse dynamique et cinématique de la course de vitesse. Repères utiles pour l'entraînement*. Rapports de recherches, Ministère de la Jeunesse et des Sports.
- Nesser, T. W., Latin, R. W., Berg, K., y Prentice, E. (1996). Physiological determinants of 40-meter sprint performance in young male athletes. *Journal of Strength y Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, 10(4), 263-267.
- Nicol, C., y Avela, J. (2006). The Stretch-Shortening Cycle: A Model to Study Naturally Occurring Neuromuscular Fatigue. *Sports Medicine*, 36(11), 977-999.
- Nilsson, J., y Thorstensson, A. (1989). A ground reaction forces at different speeds of human walking and running (Forces de reaction du sol a differentes vitesses d'un homme marchant et courant). *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.
- Novel (10 de junio de 2017). Recuperado de: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>.
- Nunns, M. I., Dixon, S. J., Clarke, J., y Carré, M. (2016). Boot-insole effects on comfort and plantar loading at the heel and fifth metatarsal during running and turning in soccer. *Journal Of Sports Sciences*, 34(8), 730-737.
- Nunn-Cearns, G. (2011). Usain Bolt: Case Study In Science Of Sprinting. *Modern Athlete y Coach*, 49(4), 32-34.
- Paromed (10 de junio de 2017). Recuperado de: <http://www.paromed.de/>

- Paruzel-Dyja, M., Walaszczyk, A., y Iskra, J. (2006). Elite male and female sprinters' body build, stride length and stride frequency. *Studies in Physical Culture y Tourism*, 13(1), 33-37.
- Patritti, B. L., Simpson, K. J., y Nolan, L. (2005). Approach velocity profiles of elite male and female lower-limb amputee long jumpers.
- Payne, A. H., y Blader, F. B. (1971). The mechanics of the sprint start. In *Biomechanics II* (pp. 225-231). Karger Publishers.
- Payne, A. H. (1983). Foot to ground contact forces of elite runners. *Biomechanics VII-B*, 746-753.
- Pérez, P. y Llana, S. (2007). La instrumentación en la biomecánica deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(II): 26-41.
- Plamondon, A., y Roy, B. (1984). Cinématique et cinétique de la course accélérée. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 9(1), 42-52.
- Quercetani, R. L. (2006). A World History of Sprint Racing, 1850–2002.
- Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., y Morin, J. B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(5), 583-594.
- Radford, P. F. (1990). Sprinting. *T. Reilly, N. Secher, P. Snell, & C.*
- Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., y Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912.
- Ripani, M., Cerulli, C., y Morini, S. (1996). The Foot and Tibio-Tarsus Joint Function in Running: A Kinematic Analysis. *Italian journal of anatomy and embryology*, 101, 236-236.
- Rodano, R., Rabuffetti, M., y Squadrone, R. (1994). Mathematical model for the estimate of the center of mass kinematics in sprint start. In *biomechanics in sports XII: Proceedings of the 12th symposium of the international society of biomechanics in sports., international society of biomechanics in sports, p.43-46.* (). Hungary:

- Rosenbaum, D., Engl, T., y Nagel, A. (2008). Foot loading changes after a fatiguing run. *Journal of Biomechanics*, 41(Supplement 1), S109-S109.
- Ross, A., Leveritt, M., y Riek, S. (2001). Neural influences on sprint running: Training adaptations and acute responses. / influences neurologiques sur la course de sprint: Adaptation a l'entrainement et reponses a l'effort. *Sports Medicine*, 31(6), 409-425.
- RSscan Internacional (10 de junio de 2017). Recuperado de: <https://www.rsscan.com/es/footscan/>
- Ryu, J., Yoon, S., Park, S. K., Kim, T. S., Yoo, S. H., Lee, G., y Mochida, T. (2012). Sprinting speed of elite sprinters at the world championships. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* (Vol. 1, No. 1).
- Saito, Y., Nagahara, R., Ae, M., y Matsuo, A. (2008). Evaluation of speed change in 100 m sprint running. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, , 1. (1)
- Salo, A. I. T., Bezodis, I. N., Batterham, A. M., y Kerwin, D. G. (2011). Elite sprinting: Are athletes individually step-frequency or step-length reliant? *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 43(6), 1055-1062.
- Salvador, P., García, F., Iranzo, M., Pérez-Soriano, P., y Llana, S. (2011). Evaluación de la presión plantar en cinta rodante y suelo durante la marcha. *Fisioterapia*, 33(5), 198-202.
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., y Morin, J. B. (2015). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian journal of medicine y science in sports*.
- Sánchez Medina, L., y Pérez Caballero, C. (2006). Tecnología GPS al servicio del deporte. *Arch. med. deporte*, 143-152.
- Saunders, R. (2004). Five components of the 100m sprint. *Modern Athlete y Coach*, 42(4), 23-24.
- Schiffer, J. (2009). The sprints. *New Studies in Athletics*, 24(2009), 7-17.
- Schot, P. K., y Knutzen, K. M. (1992). A biomechanical analysis of four sprint start positions. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 63(2), 137-147.

- Schlee, G., Milani, T., y Hein, A. (2006). Plantar pressure distribution patterns after induced fatigue. *Journal of Biomechanics*, 39(Supplement 1), S192-S192.
- Schutz, Y., y Chambaz, A. (1997). Short Communication Could a satellite-based navigation system (GPS) be used to assess the physical activity of individuals on earth?. *European Journal of Clinical Nutrition*, 51, 338-339.
- Slawinski, J., Billat, V., Koralsztejn, J. P., y Tavernier, M. (2004). Use of lumbar point for the estimation of potential and kinetic mechanical power in running. *Journal of applied Biomechanics*, 20(3), 324-331.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Levêque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., y Chèze, L. (2010). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(4), 896-905.
- Slawinski, J., Termoz, N., Rabita, G., Guilhem, G., Dorel, S., Morin, J. B., y Samozino, P. (2017). How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*.
- Smith, G., Lake, M., y Lees, A. (2014). Metatarsophalangeal joint function during sprinting: A comparison of barefoot and sprint spike shod foot conditions. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), 206-212.
- Soler, C.S. (2001). BIOFOOT/IBV 2001. Plantillas instrumentadas con telemetría, un nuevo paso en el estudio del pie. *Revista de biomecánica*, (33), 27-29.
- Soriano, P., y Llana Belloch, S. (2007). la instrumentación en la biomecánica deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(II).
- Sousa, F., Reis, I. D., Ribeiro, L., Martins, L., y Gobatto, C. (2015). Specific Measurement of Tethered Running Kinetics and its Relationship to Repeated Sprint Ability. *Journal of human kinetics*, 49(1), 245-256.
- Stefanyshyn, D., y Nigg, B. (1997). Mechanical energy contribution of the metatarsophalangeal joint to running and sprinting (contribution de l'energie mecanique de l'articulation metatarsophalangale a la course et au sprint). *Journal of Biomechanics*, 30(11-12), 1081-1085.

- Stiles, V., y Dixon, S. (2007). Biomechanical response to systematic changes in impact interface cushioning properties while performing a tennis-specific movement. *Journal Of Sports Sciences*, 25(11), 1229-1239.
- Stöggl, T., y Holmberg, H. (2015). Three-dimensional Force and Kinematic Interactions in V1 Skating at High Speeds. *Medicine y Science In Sports y Exercise*, 47(6), 1232-1242.
- Stricker, G., Scheiber, P., Lindenhofner, E., y 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.
- Tekscan. (10 de junio de 2017). Recuperado de: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>
- Telhan, G., Franz, J. R., Dicharry, J., Wilder, R. P., Riley, P. O., y Kerrigan, D. C. (2010). Lower limb joint kinetics during moderately sloped running. *Journal of athletic training*, 45(1), 16-21.
- Tessutti, V., Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., y Sacco, I. C. (2012). Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass. *Journal Of Sports Sciences*, 30(14), 1545-1550.
- Tessutti, V., Trombini-Souza, F., Ribeiro, A. P., Nunes, A. L., y Sacco, I. N. (2010). In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal Of Science y Medicine In Sport*, 13(1), 151-155.
- Treize, J., Bartlett, R., y Bussey, M. (2011). Coordination variability changes with fatigue in sprinters. *International Journal of Sports Science y Coaching*, 6(3), 357-363.
- Tuerk-Noack, U., y Schmalz, T. (1994). Field trial of the laved laser diode system for kinematic analysis in various kinds of sports. In , In, Barabas, A. and Fabian, G. (eds.), *Biomechanics in sports XII: proceedings of the 12th symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, Budapest, International Society of Biomechanics in Sports*, c1995, p. 31-34
- Valadés, D., y Palao, J. M. (2012). El radar como instrumento de control del entrenamiento [The radar as an instrument to monitor training]. *Kronos*, 30-35.

- Van Coppenolle, H., Delecluse, C., Goris, M., y Diels, R. (1990). Evaluation of the start and sprint action. In G. P. Brüggeman y J. K. Rühl (eds.). *Techniques in athletics* (pp. 396-401). Cologne: Sporthochschule.
- Van Ingen Schenau, G., De Koning, J., y De Groot, G. (1994). Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating (Optimisation de la performance de sprint en course, en cyclisme et en patinage de vitesse). *Sports Medicine Paris*, (ESF Hong-Kong), 17(4), 259-275.
- Varley, M. C., Fairweather, I. H., y Aughey1, 2, R. J. (2012). Validity and reliability of GPS for measuring instantaneous velocity during acceleration, deceleration, and constant motion. *Journal of sports sciences*, 30(2), 121-127.
- Vetter, K., Voigt, H., Natrup, J., y Nicol, K. (2004). Ein innovatives Verfahren zur Bestimmung von Bodenreaktionskräften im Beach-Volleyball. / An innovative procedure for determining ground reaction forces in beach-volleyball. *Leistungssport*, 34(5), 3;39-43;55.
- Vittori, C. (1982). Coaching the sprint start y acceleration phases - methodological trends. *Track y Field Quarterly Review*, 82(2), 10-11.
- Volkov, N. I., y Lapin, V. I. (1979). Analysis of the velocity curve in sprint running. / analyse de la courbe de vitesse en course de vitesse. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 11(4), 332-337.
- Ward-Smith, A., y Radford, P. F. (2000). Energy conversion rates during sprinting with an emphasis on the performance of female athletes. / taux de conversion de l'energie lors du sprint avec insistance sur la performance des athletes feminines. *Journal of Sports Sciences*, 18(10), 835-843.
- Weist, R., Eils, E., y Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1893-1898.
- Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., y Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. / les vitesses rapides de course sont atteintes grace a la force de reaction au sol et non grace a

- un mouvement plus rapide des jambes. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991-1999.
- Wiemann, K., y Tidow, G. (1995). Relative activity of hip and knee extensors in sprinting - implications for training. / activite relative des extenseurs de la hanche et du genou dans le sprint - consequences pour l'entrainement. *New Studies in Athletics*, 10(1), 29-49.
- Willems, J. (10 de junio de 2017). Recuperado de: <http://www.bewegingswetenschappen.org/downloads/200811-JohnWillems081118.pdf>
- Willwacher, S., Herrmann, V., Heinrich, K., Funken, J., Strutzenberger, G., Goldmann, J. P. y Brüggemann, G. P. (2016). Sprint Start Kinetics of Amputee and Non-Amputee Sprinters. *PloS ONE*, 11(11), e0166219.
- Witte, T. H., y Wilson, A. M. (2004). Accuracy of non-differential GPS for the determination of speed over ground. *Journal of biomechanics*, 37(12), 1891-1898.
- Wong, P. I., Chamari, K., Chaouachi, A., Mao D. W., Wisløff, U., y Hong, Y. (2007). Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *British Journal Of Sports Medicine*, 41(2), 84-92.
- Wood, G. A. (1986). Optimal performance criteria and limiting factors in sprint running. / criteres pour l'optimisation des performances et facteurs limitants pour les epreuves de sprint. *New Studies in Athletics*, 1(2), 55-63.
- Yanagiya, T., Kanehisa, H., Kouzaki, M., Kawakami, Y., y Fukunaga, T. (2003). Effect of gender on mechanical power output during repeated bouts of maximal running in trained teenagers. *International journal of sports medicine*, 24(04), 304-310.
- Young, W., McLean, B., y Ardagna, J. (1995). Relationship between strength qualities and sprinting performance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(1), 13.
- Young, W., Farrow, D., Pyne, D., McGregor, W., y Handke, T. (2011). Validity and reliability of agility tests in junior Australian football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(12), 3399-3403.
- Zernicke, R. F., y Whiting, W. C. (2000). *Mechanisms of musculoskeletal injury in biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. In: Zatsiorsky, V.M. (Ed.), IOC Medical Commission, International Federation of Sports.

ANEXOS

Anexo I: Consentimiento informado de participación de los atletas:

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID (UPM)
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE (INEF)
CONSENTIMIENTO INFORMADO PRUEBA MEDICIÓN LASER Y PLANTILLAS INSTRUMENTADAS

1. Explicación de la prueba.

Usted realizará una prueba de medición de su velocidad instantánea de carrera mediante un sistema láser y la medición de las presiones plantares durante la carrera. Ambos métodos son no invasivos y no resultan en ningún riesgo para su salud. Las mediciones se realizarán con su participación realizando carreras completas de 100 metros lisos con su material propio de entrenamiento o práctica deportiva.

2. Riesgos y molestias que implica la prueba.

La prueba no implica ningún riesgo de cara a su salud. El único riesgo que puede implicar es la aparición de cualquier lesión resultado de la propia práctica deportiva (esguince, distensión, etc) no atribuible a los medios ni procedimientos de medición sino a la propia práctica física.

3. Beneficios esperados.

Los resultados que se obtengan de la prueba serán parte de un estudio para la optimización de los procesos de entrenamiento de atletas de velocidad.

5. Preguntas.

Le animamos a que haga cualquier pregunta sobre los procedimientos seguidos en la prueba o sus resultados en la prueba. Si tiene alguna preocupación o pregunta, por favor, pídanos más información.

6. Libertad para dar el consentimiento.

El permiso que usted da para realizar esta prueba es voluntario. Es usted libre de parar la prueba en cualquier punto de ella si lo desea.

He leído este formulario y entiendo sobre los procedimientos de la prueba que voy a realizar y sobre sus posibles riesgos y molestias. Sabidos dichos riesgos y molestias, y habiendo tenido la oportunidad de plantear preguntas que han sido contestadas satisfactoriamente, doy mi consentimiento para participar en esta prueba.

Nombre del participante: _____

Firma del Paciente: _____

Madrid de de 20

Declaración de Helsinki

Recomendaciones para guiar a los médicos en la investigación biomédica en seres humanos. Adoptada por la XVIII Asamblea Médica Mundial en Helsinki, en 1964, revisada por la XXIX Asamblea Médica Mundial en Tokyo, en 1975, y enmendada por la XXXV Asamblea Médica Mundial en Venecia, en 1983.

Introducción.

La misión del médico es velar por la salud de la humanidad. Sus conocimientos y su conciencia deben dedicarse a la realización de esta misión.

La Declaración de Ginebra de la Asociación Médica Mundial señala el deber del médico con las palabras «velar solicitamente y ante todo por la salud del paciente» y en el Código internacional de ética médica se declara que: «El médico debe actuar solamente en el interés del paciente al proporcionar atención médica que pueda tener el efecto de debilitar la condición mental y física del paciente».

El propósito de la investigación biomédica en seres humanos debe ser el mejoramiento de los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos, y la comprensión de la etiología y patogénesis de una enfermedad.

En la práctica actual de la medicina, la mayoría de los procedimientos diagnósticos, terapéuticos y profilácticos involucran riesgos; esto se aplica especialmente a la investigación biomédica.

El progreso de la medicina se basa sobre la investigación, que, en último término, debe cimentarse en parte en la experimentación sobre seres humanos.

En el área de la investigación biomédica debe hacerse una distinción fundamental entre la investigación médica cuyo fin es esencialmente diagnóstico o terapéutico para un paciente y la investigación médica cuyo objetivo esencial es puramente científico y que no representa un beneficio diagnóstico o terapéutico directo para la persona sujeta a la investigación.

Durante el proceso de investigación debe darse especial atención a factores que pueden afectar el ambiente y respeto al bienestar de los animales utilizados para tales estudios.

Siendo esencial que los resultados de experimentos de laboratorio sean aplicados sobre seres humanos a fin de ampliar el conocimiento científico y así aliviar el sufrimiento de la humanidad, la Asociación Médica Mundial ha redactado las siguientes recomendaciones para que sirvan de guía a cada médico dedicado a la investigación biomédica en seres humanos. Ellas deben someterse a futuras consideraciones.

Debe subrayarse que las normas aquí descritas son solamente de guía para los médicos de todo el mundo; éstos no están exentos de las responsabilidades criminales, civiles y éticas dictadas por leyes de sus propios países.

I. Principios básicos.

1. La investigación biomédica en seres humanos debe concordar con normas científicas generalmente aceptadas y basarse sobre experimentos de laboratorio y en animales, realizados adecuadamente, y sobre un conocimiento profundo de la literatura científica pertinente.

2. El diseño y la ejecución de cada procedimiento experimental en seres humanos deben formularse claramente en un protocolo experimental que debe remitirse a un comité independiente especialmente designado para su consideración, observaciones y consejos.

3. La investigación biomédica en seres humanos debe ser realizada solamente por personas científicamente calificadas bajo la supervisión de una persona médica de competencia clínica. La responsabilidad por el ser humano debe siempre recaer sobre una persona de calificaciones médicas, nunca sobre el individuo sujeta a la investigación, aunque él haya otorgado su consentimiento.

4. La investigación biomédica en seres humanos no puede legítimamente realizarse, a menos que la importancia de su objetivo mantenga una proporción con el riesgo inherente al individuo.

5. Cada proyecto de investigación biomédica en seres humanos debe ser precedido por un cuidadoso estudio de los riesgos predecibles, en comparación con los beneficios posibles para el individuo o para otros individuos. La preocupación por el interés del individuo debe siempre prevalecer sobre los intereses de la ciencia y de la sociedad.

6. Siempre debe respetarse el derecho del ser humano sujeto a la investigación de proteger su integridad y debe adoptarse toda clase de precauciones para resguardar la privacidad del individuo y reducir al mínimo el efecto de la investigación sobre su integridad física y mental y su personalidad.

7. Los médicos deben abstenerse de realizar proyectos de investigación en seres humanos si los riesgos inherentes son imprevisibles. Deben asimismo interrumpir cualquier experimento que señale que los riesgos son mayores que los posibles beneficios.

8. Al publicarse los resultados de su investigación, el médico tiene la obligación de vigilar la exactitud de los resultados. Informes sobre investigaciones que no se ciñan a los principios descritos en esta Declaración no deben ser aceptados para su publicación.

9. Cualquier investigación en seres humanos debe ser precedida por la información adecuada a cada voluntario de los objetivos, métodos, posibles beneficios, riesgos previsibles e inconvenientes que el experimento puede implicar. El individuo deberá saber que tiene la libertad de no participar en el experimento y el privilegio de anular en cualquier momento su consentimiento. El médico debiera entonces obtener el consentimiento voluntario y consciente del individuo, preferiblemente por escrito.

10. Al obtener el permiso consciente del individuo para el proyecto de investigación, el médico debe observar atentamente si en el individuo se ha formado una condición de dependencia hacia él, o si el consentimiento puede ser forzado. En tal caso, otro médico completamente ajeno al experimento, e independiente de la relación médico-individuo, debe obtener el consentimiento.

11. El permiso consciente debe obtenerse del tutor legal en casos de incapacidad legal y de un pariente responsable en caso de incapacidad física o mental o cuando el individuo es menor de edad, según las disposiciones legales nacionales en cada caso. Cuando el menor de edad puede en efecto dar su consentimiento, se debe obtener éste, además del de su tutor legal.

12. El protocolo de la investigación debe siempre contener una mención de las consideraciones éticas dadas al caso e indicar que se ha cumplido con los principios contenidos en esta declaración.

II. Investigación médica combinada con la atención médica (investigación clínica).

1. Durante el tratamiento de un paciente el médico debe contar con la libertad de utilizar un nuevo método diagnóstico y terapéutico si, en su opinión, da la esperanza de salvar la vida, restablecer la salud o mitigar el sufrimiento.

2. Los posibles beneficios, riesgos e inconvenientes de un nuevo método deben ser evaluados en relación con las ventajas de los mejores métodos diagnósticos y terapéuticos disponibles.

3. En cualquier investigación médica, cada paciente incluyendo los de un grupo control, si no hay que contar con los mejores métodos diagnósticos y terapéuticos disponibles.

4. La negativa de un paciente a participar en una investigación no debe jamás interferir en la relación médico-paciente.

5. Si el médico considera esencial no obtener el permiso consciente del individuo, él debe expresar las razones específicas de su decisión en el protocolo que se transmitirá al Comité independiente (v. I, 2).

6. El médico puede combinar la investigación médica con la atención médica a fin de alcanzar nuevos conocimientos médicos; pero siempre que la investigación se justifique por su posible valor diagnóstico o terapéutico para el paciente.

III. Investigación biomédica no terapéutica en seres humanos (investigación biomédica no clínica).

1. En la aplicación puramente científica de la investigación médica en seres humanos, el deber del médico es permanecer en su rol de protector de la vida y la salud del individuo sujeto a la investigación biomédica.

2. Los individuos deben ser voluntarios en buena salud o pacientes cuyas enfermedades no se relacionan con el diseño experimental.

3. El investigador y el equipo investigador deben interrumpir la investigación si, en su opinión, al continuarla, ésta puede ser perjudicial para el individuo.

4. En la investigación en seres humanos, jamás debe darse precedencia a los intereses de la ciencia y de la sociedad antes que al bienestar del individuo.

ANEXO II. Carta de aceptación del artículo: “*Identificación de fases en la carrera de 100 m lisos en función de variables cinemáticas y dinámicas*” en la revista CCD.. Cultura_Ciencia_Deporte (UCAM)

Nombre de la revista: CCD. Cultura_Ciencia_Deporte.

doi: 10.12800/ccd

ISSN: Print 1696-5043 / e-ISSN 1989-7413

Impacto:

- SCOPUS: 0.123 (SJR). Índice H: 4
- IN-RECS Educación (2010): 0.196. Primer cuartil. Posición: 20/166
- (2011): 0.103. Segundo cuartil. Posición: 47/162
- Índice H (2001-10): 7. Índice G: 9. Posición 33/127
- Índice H (2002-11): 8. Mediana H: 11. Posición 10/20
- RESH Actividad física y deportiva (2005-2009): 0.125. Posición: 5/35
- Posición por difusión: 5/35
- Valoración expertos: Sin puntuación
- Universal Impact Factor (2012): 1.0535
- Index Copernicus ICV 2013: 5.74
- Scientific Journal Impact Factor SJIF 2013 = 4.429
- Emerging Sources Citation Index (ESCI)
- Nivel CONICET (Res. 2249/14): Grupo 1

ANEXO III. Certificado de presentación de póster en el IX Simposio Internacional de Actualizaciones en Entrenamiento de la Fuerza.